



# Etude in vivo de l'articulation trapézométacarpienne

Jean-Noël Goubier

## ► To cite this version:

Jean-Noël Goubier. Etude in vivo de l'articulation trapézométacarpienne. Sciences du Vivant [q-bio]. Arts et Métiers ParisTech, 2007. Français. NNT : 2007ENAM0008 . pastel-00002552

**HAL Id: pastel-00002552**

**<https://pastel.archives-ouvertes.fr/pastel-00002552>**

Submitted on 10 Jul 2007

**HAL** is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.



Ecole doctorale n° 432 : Sciences des Métiers de l'Ingénieur

**T H È S E**  
pour obtenir le grade de

**Docteur**  
de  
**L'École Nationale Supérieure d'Arts et Métiers**

Spécialité "Biomécanique"

*présentée et soutenue publiquement  
par*

**Jean-Noël GOUBIER**

le 4 mai 2007

<p><b>ETUDE CINEMATIQUE IN VIVO</b></p> <p><b>DE L'ARTICULATION TRAPEZOMETACARPIENNE</b></p>
--

*Directeur de thèse : David Mitton*

*Codirecteur(s) de thèse : François Lavaste*

**Jury**

Jean-Yves Alnot, Professeur, CHU Bichat-Claude Bernard, Paris .....	Président
Laurence Chèze, Professeur, Laboratoire de biomécanique, Lyon 1 .....	Rapporteur
Michel Chammas, Professeur, CHU Lapeyronie, Montpellier .....	Rapporteur
François Lavaste, Professeur Emérite, LBM, ENSAM, Paris.....	Examineur
David Mitton, Professeur, LBM, ENSAM, Paris.....	Examineur
Laurent Obert, Professeur, CHU de Besançon, Besançon .....	Examineur

**Laboratoire de Biomécanique**  
*ENSAM, CER de Paris*

*L'ENSAM est un Grand Etablissement dépendant du Ministère de l'Education Nationale, composé de huit centres :  
AIX-EN-PROVENCE ANGERS BORDEAUX CHÂLONS-EN-CHAMPAGNE CLUNY LILLE METZ PARIS*



## Table des matières

Remerciements .....	5
1 Introduction .....	6
Contexte .....	8
2 Rappel anatomique .....	9
2.1 Les surfaces articulaires .....	10
2.1.1 Le Trapèze .....	10
Le premier métacarpien .....	11
2.2 Anatomie fonctionnelle et nomenclatures des mouvements de l'articulation trapézométacarpienne .....	12
2.3 Les ligaments .....	13
2.4 Les insertions musculaires .....	17
3 Synthèse bibliographique .....	22
3.1 Etudes anatomiques .....	22
3.2 Etudes cinématiques <i>ex vivo</i> .....	24
3.3 Etudes cinématiques <i>in vivo</i> .....	28
3.3.1 Etudes à l'aide de l'imagerie .....	28
3.3.2 Systèmes optiques .....	32
3.3.3 Systèmes électromagnétiques .....	32
3.3.4 Systèmes optoélectroniques .....	33
4 Objectifs de l'étude .....	36
Travail personnel .....	38
5 Matériels et méthodes .....	39
5.1 Matériels utilisés .....	39
5.1.1 Système de mesure .....	39
5.2 Méthode de réalisation du protocole .....	42
5.2.1 Hypothèse de travail .....	42
5.2.2 Description du protocole .....	42
5.2.3 Paramètres étudiés .....	46
6 Elaboration et validation du protocole .....	48
7 Etude cinématique sur sujets sains .....	55
8 Etude cinématique préliminaire sur patients .....	66
8.1 Etude cinématique sur sujets arthrosiques .....	67
8.2 Etude cinématique sur sujets opérés .....	82
9 Discussion et synthèse .....	107
9.1 Discussion du protocole .....	107
9.1.1 Hypothèses de travail .....	107
9.1.2 Mouvements étudiés .....	107
9.1.3 Système d'analyse du mouvement .....	108
9.1.4 Critères de choix des angles, repères et axes de rotations .....	109
9.1.5 Palpation des points anatomiques .....	114
9.1.6 Critiques du protocole .....	115
9.2 Discussion des résultats .....	120
9.2.1 Mobilités .....	120
9.2.2 Axes de rotation .....	123
10 Conclusion et Perspectives .....	125
11 Références .....	127

12	Communications et Publications.....	132
12.1	Communications dans les congrès internationaux .....	132
12.2	Publications .....	132
13	Annexes .....	134
13.1	Certificat interne d'étalonnage du système Polaris® .....	135
13.2	Calcul des séquences d'angle .....	136
14	Glossaire.....	138

# REMERCIEMENTS

Je tiens à remercier l'ensemble des personnes suivantes pour leur soutien lors de la réalisation de cette thèse.

- François Lavaste, Professeur Émérite au laboratoire de biomécanique, pour l'apport de son expérience
- David Mitton, Professeur des Universités au laboratoire de biomécanique, pour sa disponibilité, son encadrement et sa rigueur scientifique
- Laure Devun, Doctorant au laboratoire de biomécanique, pour sa disponibilité ainsi que la qualité et l'importance de son travail
- Les équipes de Projet de Fin d'Etude et de DEA pour leur intérêt et leur assiduité
  - Julien Parasie et Nicolas Imbert
  - Jérôme Mandrillon et Frédéric Safar Bouacida
  - Laure Devun et Laurent Cessey
  - Jimmy Etchart
  - Louis-Eric Maucoud et Pierre-David Godin
- Toutes les personnes ayant participé aux campagnes de mesures
- Tous les patients, pour leur disponibilité et leur gentillesse

Je tiens aussi à remercier ma famille, mes amis dont mes associés pour leur soutien régulier au cours de ce travail.

# 1 INTRODUCTION

L'étude de la cinématique articulaire *in vivo* s'est développée depuis plusieurs années afin d'étudier les amplitudes des différentes articulations.

Ce domaine d'étude a initialement été développé pour le membre inférieur et particulièrement pour l'étude de la marche [1]. L'intérêt pour les articulations du membre supérieur est plus récent [2]. En effet ces articulations sont anatomiquement complexes et posent des problèmes pour leur étude cinématique. Néanmoins, comme toutes les articulations, elles sont soumises à des contraintes et présentent des pathologies dont le traitement n'est pas toujours résolu sur le plan orthopédique. Parmi ces articulations, l'articulation trapézométacarpienne a une place particulière. En effet, elle est particulièrement complexe sur les plans anatomiques et biomécaniques. Elle est, de plus, fondamentale pour la fonction de préhension.

L'articulation trapézométacarpienne (TM) unit le pouce au poignet. Cette articulation est donc sollicitée quotidiennement lors des activités courantes et est soumise à un travail permanent lors de la mobilisation de la colonne du pouce et lors des prises de forces. C'est une cible privilégiée de l'arthrose (usure du cartilage) (fig.1). Cette arthrose de l'articulation TM (aussi dénommée *rhizarthrose*) est très fréquente dans la population générale avec plus de 80% d'atteinte retrouvée après 80 ans dans une étude cadavérique [3].



**Figure 1:** Arthrose trapézométacarpienne avec disparition complète du cartilage

L'arthrose TM peut engendrer des douleurs importantes à la base du pouce gênant la préhension notamment lors des prises pouce-index. Elle s'accompagne souvent progressivement d'une modification anatomique de l'articulation provoquant une déformation articulaire. Cette déformation, lorsqu'elle est évoluée, est responsable d'une limitation des amplitudes articulaires, de la force de préhension et donc d'une modification de la cinématique TM.

L'analyse de la cinématique de cette articulation apparaît donc comme fondamentale pour évaluer les amplitudes articulaires, les différents types de mouvements possibles et leurs modifications éventuelles. Cependant, l'articulation TM est complexe à plusieurs niveaux. Elle est complexe du fait de son orientation dans l'espace, en effet le pouce se projette en avant, en dehors et en bas par rapport au plan global de la main. Elle est complexe dans sa forme anatomique et ne correspond pas à un modèle mécanique simple. Enfin, elle est complexe dans sa fonction puisqu'elle positionne le pouce par rapport aux doigts longs réalisant le mouvement d'opposition. C'est pourquoi, l'analyse de cette articulation, en pratique clinique courante, demeure difficile. Les moyens « standard » d'analyse des amplitudes articulaires sont dépassés et ne permettent pas une étude suffisamment précise de la cinématique. En effet, l'utilisation d'un goniomètre classique est difficile et les tentatives de conception de goniomètre adapté au pouce n'ont pas permis d'analyser l'articulation TM [4]. Le développement d'un protocole d'analyse cinématique facilement utilisable apparaît donc comme indispensable pour l'évaluation de cette articulation aussi bien chez des sujets sains que chez des patients atteints d'arthrose TM.

Après la mise dans le contexte comportant un rappel anatomique et l'historique bibliographique et présentant les objectifs de l'étude, notre travail sera présenté en plusieurs chapitres comprenant les différentes étapes : la mise en place et la validation du protocole, l'étude cinématique chez les sujets sains, l'étude préliminaire sur des patients atteints d'arthrose TM, l'étude préliminaire sur des patients opérés pour une rhizarthrose. Une discussion générale permettra de commenter les apports et les limites de ce travail et une conclusion clôturera notre étude.



## CONTEXTE

## 2 RAPPEL ANATOMIQUE

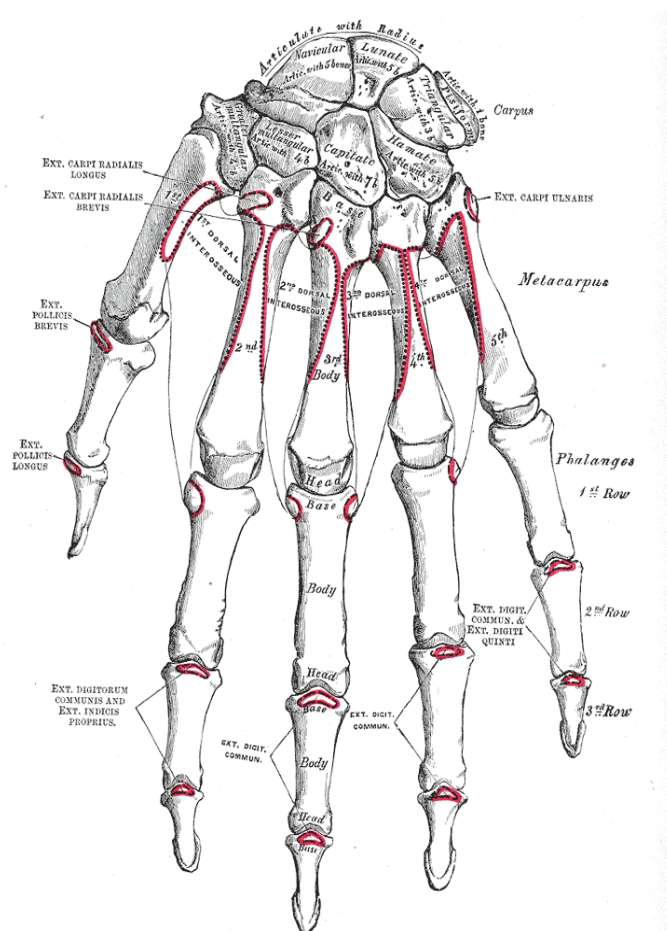


Figure 2 : Situation de l'articulation trapézométacarpienne (d'après Rouvière [5])

L'articulation trapézométacarpienne (TM) unit le premier métacarpien os proximal de la colonne du pouce à l'os trapèze, os du carpe [5] (Figure 2). Elle présente comme toutes articulations des surfaces articulaires, des ligaments et des insertions tendineuses périarticulaires.

## 2.1 Les surfaces articulaires

### 2.1.1 Le Trapèze

Le trapèze est un os quadrangulaire situé le plus latéral des os de la deuxième rangée et présentant six faces (Figure 3). Une face antérieure creusée d'une gouttière dans laquelle se situe le tendon du flexor carpi radialis (FCR), limitée en dehors par une crête saillante : le tubercule du trapèze. Une face postérieure présentant des tubercules d'insertion ligamentaire. Une face supérieure articulaire avec le scaphoïde. Une *face inférieure convexe d'avant en arrière et concave transversalement articulée avec le premier métacarpien*. Une face latérale rugueuse et une face médiale présentant deux surfaces articulaires distinctes en rapport avec le trapézoïde en haut et le deuxième métacarpien en bas [5].

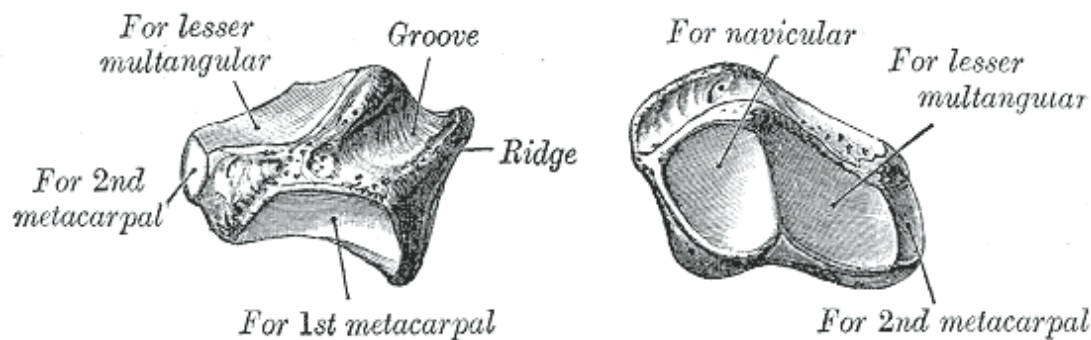


Figure 3 : Anatomie du trapèze : Groove : gouttière du fléchisseur radial du carpe ; 2<sup>nd</sup> metacarpal : 2<sup>ème</sup> métacarpien ; 1st metacarpal : premier métacarpien ; lesser multangular : Trapézoïde ; Ridge : crête du trapèze ; navicular : scaphoïde. (D'après « Gray's anatomy » : <http://www.bartleby.com/107/>)

## Le premier métacarpien

Il présente comme tous les métacarpiens, un corps ou diaphyse, une extrémité supérieure ou base et une extrémité inférieure ou tête (Figure 4). Le corps est concave en avant, prismatique à la coupe présentant une face postérieure et deux faces latérales. La base, cuboïde, *présente une face supérieure articulaire avec le trapèze concave d'avant en arrière et convexe transversalement*. Quatre surfaces latérales non articulaires dont deux présentent des *tubercules* pour l'insertion des ligaments latéral et médial métacarpophalangiens. La tête avec une face inférieure articulaire convexe en connexion avec la première phalange, des faces latérales pour les insertions ligamentaires métacarpophalangiennes, une face dorsale rugueuse et une face palmaire articulaire [5].

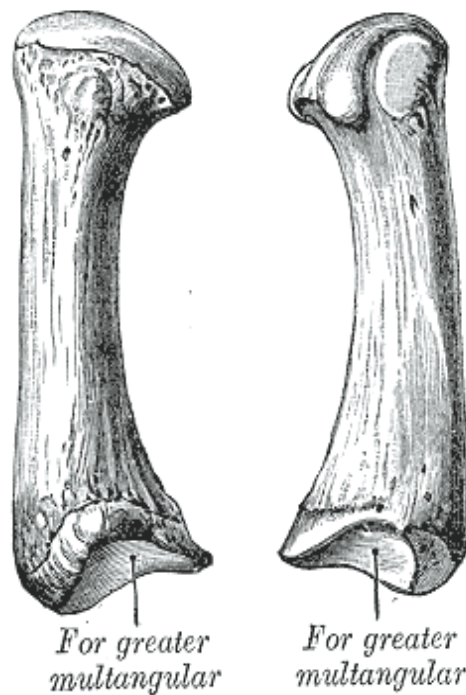


Figure 4: Anatomie du 1<sup>er</sup> métacarpien : Greater multangular : Trapèze (d'après Henri Gray's anatomy, <http://www.bartleby.com/107/>)

La description des surfaces anatomiques a fait couler beaucoup d'encre. La géométrie de l'articulation a été qualifiée de selle de cavalier (avec une monture plus ou moins scoliotique)

en cardan, hyperboloïde de révolution, hyperboloïde toroïde symétrique ou encore toroïde asymétrique [6]. La surface articulaire distale du trapèze comporte de façon schématique une courbure concave dans le plan sagittal et une courbure convexe dans le plan transversal. Cette surface à courbure variable dessine une gorge oblique de dedans en dehors. La surface articulaire proximale de M1 est en miroir de celle du trapèze, mais elle ne s'emboîte que partiellement avec le trapèze réalisant un contact parfois ponctuel [7]. L'articulation TM est orientée d'environ 40 degrés par rapport aux trois plans anatomiques.

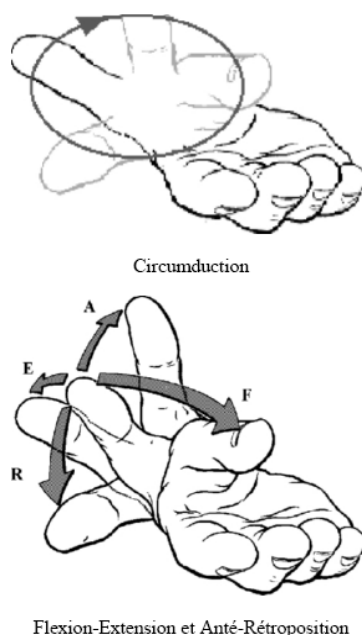
## 2.2 Anatomie fonctionnelle et nomenclatures des mouvements de l'articulation trapézo-métacarpienne

Les mouvements de l'articulation TM doivent être initialement exposés afin d'améliorer la clarté des chapitres suivants (Figure 5). Plusieurs dénominations ont été publiées néanmoins deux nomenclatures rappelées dans le tableau ci-dessous ont été sélectionnées.

Nomenclature anglo-saxonne	Nomenclature française
Flexion	Opposition
Extension	Contre-opposition
Abduction	Antéposition
Adduction	Rétroposition
Rotation axiale	Pronation- supination
Abduction palmaire (Ouverture latérale)	Abduction
Circumduction	Circumduction

La *flexion* TM amène la pulpe du pouce vers la base du cinquième doigt (auriculaire). L'*extension* TM l'écarte de la base du cinquième doigt. Ces deux mouvements se déroulent dans un plan situé orthogonal au plan de l'ongle. L'*abduction* TM place le pouce en avant du plan de la paume et l'*adduction* TM place le pouce dans le plan de la paume. Ces deux mouvements se déroulent dans un plan parallèle au plan de l'ongle. La *rotation axiale* TM se fait autour de l'axe longitudinal du pouce. La *circumduction* TM consiste à décrire la plus

grande amplitude avec le pouce combinant ainsi les mouvements précédents. L'abduction palmaire est un mouvement combiné consistant à écarter le pouce dans le plan de la paume. Nous appellerons ce mouvement ouverture latérale afin d'éviter les confusions avec l'abduction. Il faut noter que la nomenclature française a été acceptée par l'I.F.S.S.H (International Federation of Societies for Surgery of the Hand) [8]. Néanmoins, cette nomenclature n'est pas utilisée par les auteurs anglo-saxons. Par conséquent, nous utiliserons la nomenclature anglo-saxonne afin de faciliter les publications dans les revues internationales.

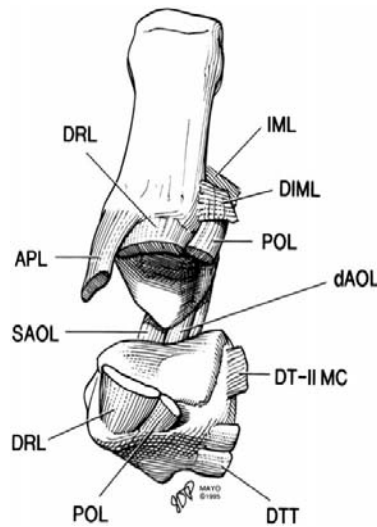


**Figure 5 : Description des mouvements de l'articulation trapézométacarpienne. Flexion (F), en extension E ; Abduction (A) et Rétroposition (R) (d'après Kapandji [9])**

## 2.3 Les ligaments

Seize ligaments renforcent cette articulation : ces ligaments ont été étudiés par de nombreux auteurs. Mais du fait d'une nomenclature différente selon les articles, il est difficile de synthétiser l'appareil ligamentaire. En effet, pour De la Caffinière, le ligament antérolatéral est appelé latérodorsal pour Pieron [7, 10]. Le ligament oblique antérieur est appelé semi-lunaire par Rouvière [5]. Celui que Pieron et Iameda nomment le ligament cubital est appelé ligament antérieur par Eaton et « Palmar beak ligament » par Pellegrini,

rétinaculométacarpien par Kuhlmann et collatéral ulnaire pour Bettinger et coll [7, 11-16]. Il est ignoré par Kapandji, de la Caffinière et Strauch [7, 9, 10, 17], inconstant pour Pieron [7] mais constant pour Eaton, Pelligrini, Imaeda et Cooney et coll [7, 12, 14, 16].



**Figure 6 : Principaux ligaments de l'articulation trapézométacarpienne (d'après Bettinger et coll. [11])**

Néanmoins, Bettinger et coll. font une synthèse des articles principaux associée à une étude anatomique sur 37 cadavres permet d'éclaircir l'anatomie de l'articulation trapézométacarpienne (Figure 6, Figure 7, Figure 8) :

- Le **SAOL** (Superficial Anterior Oblique Ligament) : situé à la face profonde des muscles thénariens, il s'insère sur le tubercule ventral du trapèze et se dirige vers la face palmaire du premier métacarpien. Il se tend en pronation et en extension de l'articulation TM.
- Le **DRL** (DorsoRadial Ligament) : (aussi appelé par Kuhlmann ligament oblique postérieur et droit anteroexterne par De La Caffinière). Il s'insère du tubercule dorsoradial du trapèze vers le bord dorsal du premier métacarpien. C'est le plus épais et le plus court. Il est tendu en supination et en flexion-adduction. C'est le ligament le plus puissant pour Bettinger et coll. [11].
- Le **POL** (Posterior Oblique Ligament) est situé en dedans du DRL et se termine sur le tubercule dorso-ulnaire du 1<sup>er</sup> métacarpien avec le ligament intermétacarpien (IML). Il permet d'assurer un rôle pour Napier dans la rotation automatique [18].
- Le **DAOL** (Deep Anterior Oblique Ligament ou « beak ligament ») s'insère du bord antérieur du trapèze au 1<sup>er</sup> métacarpien profondément par rapport au SAOL. Il

permettrait d'assurer la pronation du pouce lors de l'adduction comme un pivot. Il sert d'axe de rotation lors des mouvements de flexion-extension du pouce [11, 16].

- L'**IML** (Intermetacarpal Ligament) il provient de la face dorsoradiale de la base du 2<sup>ème</sup> métacarpien s'insère sur le tubercule ulnaire du premier métacarpien plus distal que le POL. Il s'oppose à l'abduction extrême la supination et l'opposition.
- Le **DIML** (Deep Intermetacarpal Ligament) séparé du précédent par une insertion sur le tubercule dorsoradial du 2<sup>ème</sup> métacarpien vers le coin dorso-ulnaire du 1<sup>er</sup> métacarpien. Il résiste à la pronation du pouce et à la sublimation radiale.
- L'**UCL** (Collateral Ulnar Ligament) ligament tendu de la base ulnaire du premier métacarpien au ligament transverse du carpe (TCL ou retinaculum des fléchisseurs) [11, 19]
- Autres ligaments : DorsoTrapezoTrapézoidien et VentroTrapezoTrapézoidien (**DTT** et **VTT**) résistent respectivement à la pronation et à la supination du 1<sup>er</sup> métacarpien. Les ligaments dorsal et ventral trapézo-second métacarpien (DT-II MC et VT-II MC) renforcent l'effet des précédents. Le ligament trapézo-troisième métacarpien (T-III MC) est un des plus longs ligaments s'insérant sur le trapèze. Il s'insère sur le coin ventro-ulnaire.

Il faut aussi considérer la laxité capsulaire s'insérant à distance des surfaces articulaires (entre 2 et 4 mm) [20].

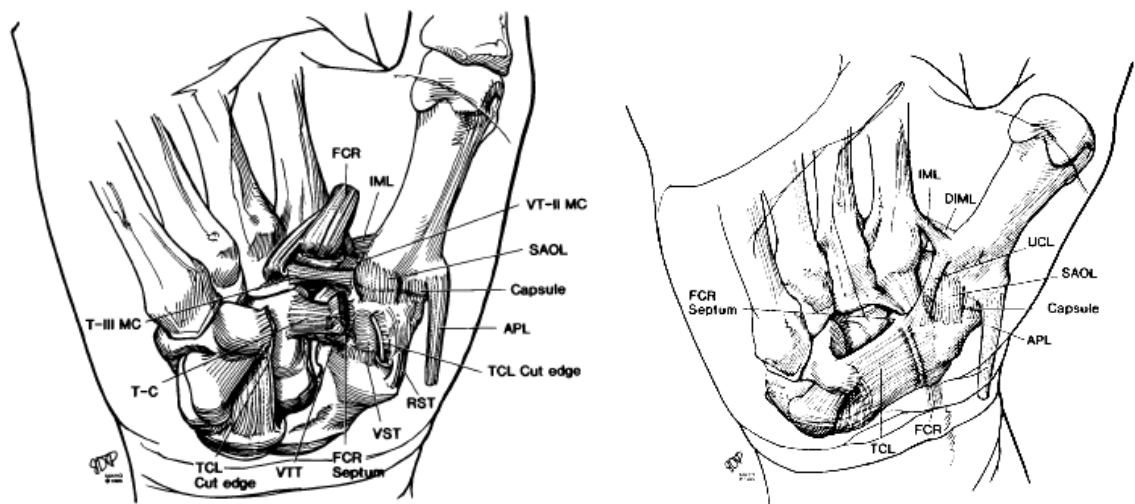


Figure 7: Les ligaments de l'articulation TM (d'après Bettinger et coll. [11])



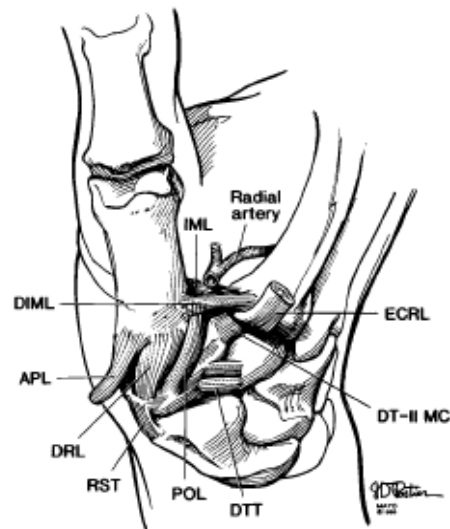


Figure 8: Les ligaments de l'articulation TM (D'après Bettinger et coll. [11] )

Nanno et coll. étudièrent les ligaments trapézo-métacarpiens *ex vivo* par numérisation des structures osseuses et des zones d'attache ligamentaire [19] (Figure 9). Sept structures ligamentaires principales furent mise en évidence : le DOL, DAOL, le SAOL, le POL, le Dorsal M1-M2 et le ventral M1-M2 et l'UCL. L'analyse a permis de reconstruire en trois dimensions l'anatomie osseuse et ligamentaire et de caractériser la longueur et l'épaisseur de chaque ligament.

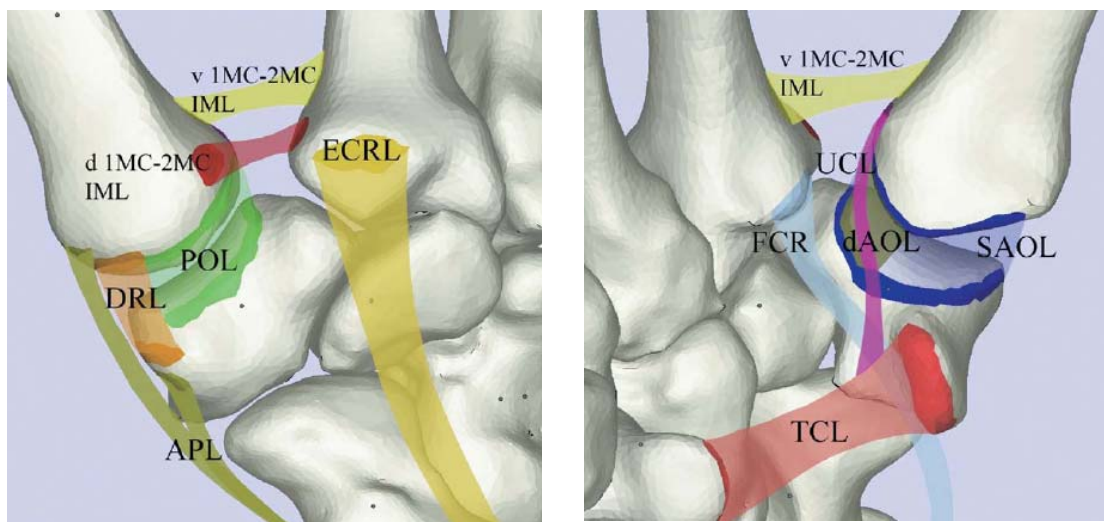


Figure 9 : Structures ligamentaires selon Nanno et coll. [19]. Les ligaments et les structures osseuses ont été numérisés

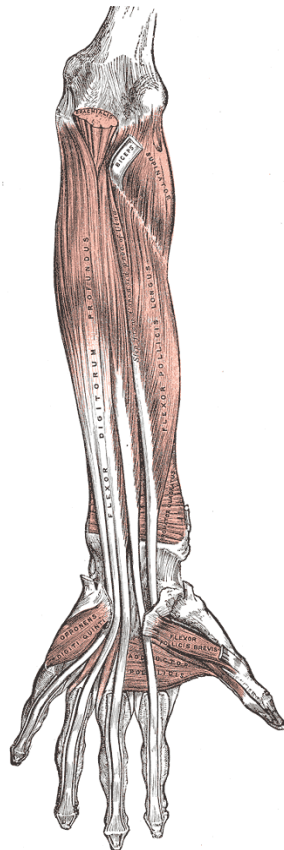
Une récente étude *ex vivo* mesure l'allongement ligamentaire en fonction des mouvements réalisés sur un modèle ostéoligamentaire [21]. Ce modèle en polystyrène représente le premier et le deuxième métacarpien. Les ligaments ont été représentés par des lames de caoutchouc de propriété mécanique connue. Le premier métacarpien a été déplacé dans 6 directions différentes par l'intermédiaire d'un petit ressort imposant une force constante. L'allongement maximal a été observé sur le ligament intermétacarpien et le ligament oblique antérieur en direction postéromédiale et postérolatérale. Même si ce modèle peut être amélioré, sa simplicité permet de confirmer clairement les directions de la déformation naturelle de la TM.

## 2.4 Les insertions musculaires

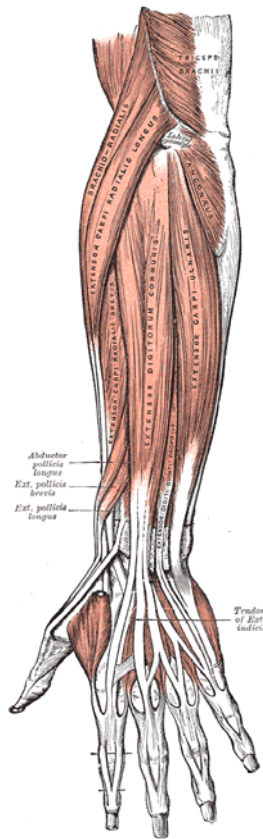
De nombreuses insertions musculaires sont présentes sur le premier métacarpien et circonscrivent le trapèze. Deux groupes peuvent être isolés : les muscles *extrinsèques* du pouce (Figure 10, Figure 11) dont l'insertion proximale du corps musculaire est située à distance du pouce sur le radius et l'ulna et les muscles *intrinsèques* (Figure 12) dont l'insertion proximale est située sur le carpe ou le métacarpe.

Les muscles extrinsèques sont représentés par :

- L'Abductor Pollicis Longus (APL) s'insérant de la face postérieure du radius, de la membrane interosseuse et de l'ulna, à la base du premier métacarpien.
- Le Flexor Pollicis Longus (FPL) : s'insérant de la face antérieure du radius et de la membrane interosseuse, à la deuxième phalange du pouce
- L'Extensor Pollicis Longus (EPL) s'insérant de la face postérieure du radius et de la membrane interosseuse, à la face postérieure de la base de la deuxième phalange du pouce
- L' Extensor Pollicis Brevis (EPB) s'insérant de la face postérieure du radius et de la membrane interosseuse, à la face postérieure de la base de la première phalange du pouce



**Figure 10 : Faces antérieure de l'avant-bras montrant les différents muscles extrinsèques du pouce (d'après Henri Gray's anatomy, <http://www.bartleby.com/107/>)**



**Figure 11 : Face postérieure de l'avant-bras montrant les différents muscles extrinsèques du pouce (d'après Henri Gray's anatomy, <http://www.bartleby.com/107/>)**

Les muscles intrinsèques du pouce sont représentés de la superficie à la profondeur par :

- L'Abductor Pollicis Brevis (APB) s'insère de la première rangée des os du carpe à la première phalange du pouce (tubercule latéral). Il ne s'attache donc pas directement sur les éléments de l'articulation TM.
- l'Opponens Pollicis (OP) s'attache sur le tubercule du trapèze et sur le ligament transverse du carpe et s'étend jusqu'au premier métacarpien.
- Le Flexor Pollicis Brevis (FPB) s'insère sur le tubercule du trapèze et sur le trapézoïde en haut et se termine du le tubercule latéral de la première phalange du pouce ainsi que sur le sésamoïde latéral.
- l'Adductor Pollicis (AP) s'insère en haut sur le trapézoïde, le capitatum et parfois le trapèze, ainsi que sur la face antérieure des 2<sup>ème</sup> et 3<sup>ème</sup> métacarpiens. Il se termine sur le sésamoïde médial et la face médiale de la première phalange du pouce [22] (fig.12).

Les muscles intrinsèques permettent essentiellement les mouvements de flexion et de pince latérale [23]. Les muscles extrinsèques permettent soit la flexion (Flexor Pollicis Longus) soit l'extension (Extensor Pollicis Longus et Brevis) soit l'ouverture latérale (Abductor Pollicis longus et Extensor Pollicis Brevis).

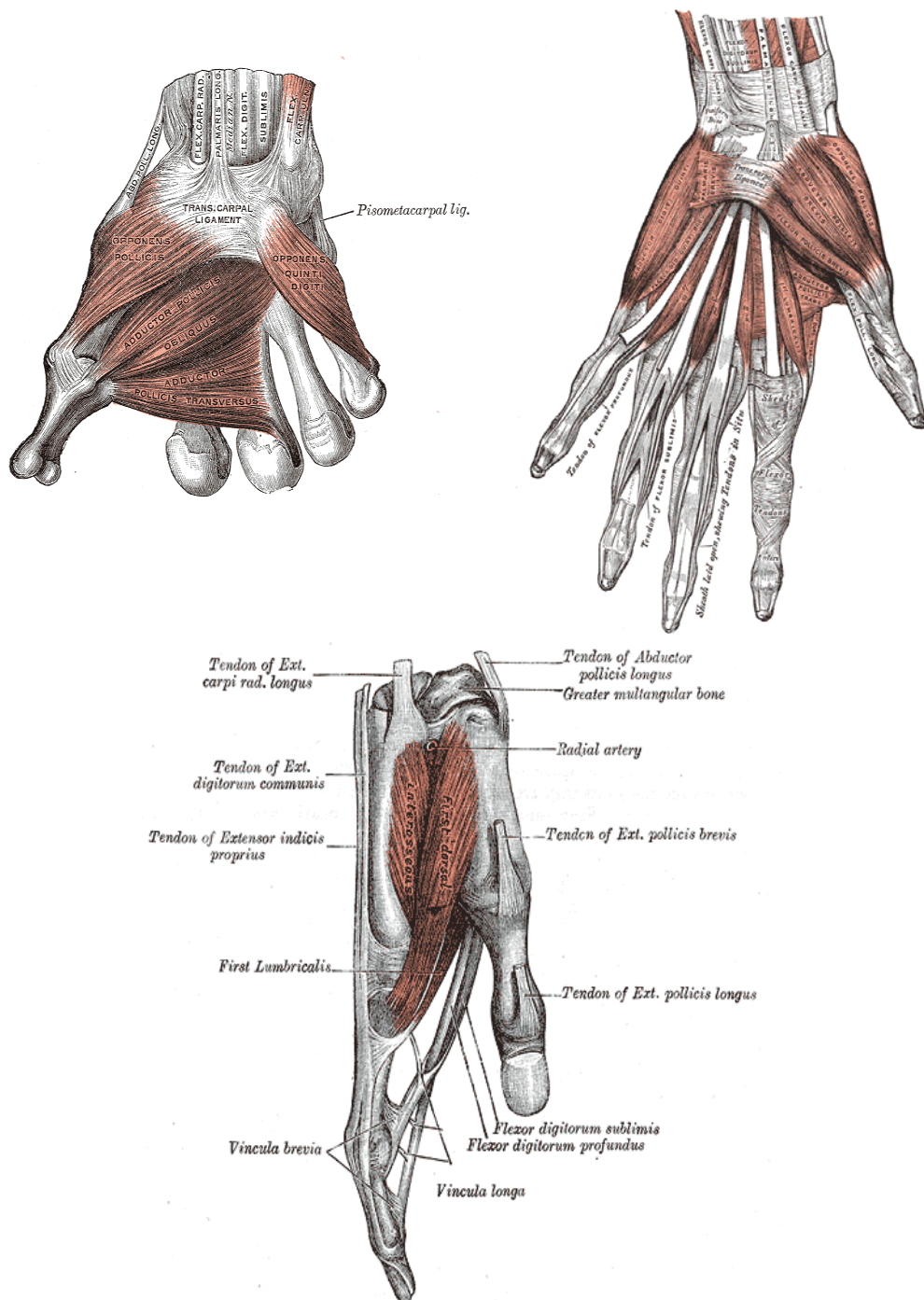


Figure 12: Différentes vues permettant d'exposer les muscles intrinsèques du pouce (d'après Henri Gray's anatomy, <http://www.bartleby.com/107/>)

Ces insertions ont un rôle évident dans la stabilisation mécanique de l'articulation et dans la cinématique de la colonne du pouce. En effet, par les contraintes qu'ils soumettent sur le premier métacarpien, ils modifient la cinématique de cette articulation non congruente [24]. De nombreux articles ont étudié l'influence des actions musculaires sur les mouvements du pouce [23-28]. Le détail de ces articles sort du cadre strict de l'étude cinématique. Néanmoins, quelques notions doivent être précisées. Les forces de flexion de la colonne du pouce sont prédominantes [23, 25]. Elles sont principalement dues à la contraction des muscles FPL, adducteur et opposant du pouce. Elles entraînent une flexion conjointe des articulations interphalangienne, métacarpophalangienne et TM selon Li et coll. [29]. Les forces d'extension de l'articulation TM sont essentiellement dues à l'action des muscles EPL et APL. Les forces d'abduction sont essentiellement dues aux actions de L'APL et de l'APB [23]. Les contraintes exercées sur l'articulation TM montrent que lors d'une prise de 1 kilogramme lors de la pince latérale entre le pouce et l'index (*key grip*), les forces déployées au niveau de l'articulation TM, sont de 5 à 12 kilogrammes [23, 27, 28]. Ceci montre l'importance des contraintes sur cette articulation et la grande influence des actions musculaires. C'est tout l'intérêt des études *in vivo* permettant de prendre en compte l'influence de l'activité musculaire.

### 3 SYNTHÈSE BIBLIOGRAPHIQUE

La physiologie de l'articulation trapézométacarpienne (TM) est étudiée depuis plus de trente ans. Les premières publications évoquaient essentiellement les particularités anatomiques [5, 30] de l'articulation TM notamment ligamentaire sans réelle analyse de la biomécanique et cinématique de cette articulation [30]. Même si les publications indexées sont plus récentes, les premiers ouvrages de référence concernant cette articulation datent des années 1970 [31]. Les premières hypothèses biomécaniques étaient fondées à partir des formes anatomiques du trapèze et de la base du premier métacarpien. Puis ont suivi des études anatomiques et biomécaniques *ex vivo*. Enfin plus récemment, des études *in vivo* ont été publiées utilisant des méthodes d'analyse très différentes.

#### 3.1 Etudes anatomiques

Les études anatomiques ont permis de modéliser empiriquement l'articulation TM. La configuration anatomique de cette articulation révèle l'existence de deux axes principaux de rotation.

Kapandji assimile cette articulation à un « *Cardan pur* » présentant deux axes de rotation perpendiculaires et concourants [31] (Figure 13). La mobilité autour de ces deux axes permet d'expliquer les mouvements d'abduction-adduction du pouce et de flexion-extension mais aussi les mouvements de circumduction par le produit des rotations simultanées autour de ces deux axes [31]. Néanmoins, cette rotation, expliquée par les mouvements conjoints de rotation sur les deux axes perpendiculaires n'est pas proprement dite une véritable *rotation axiale*. Celle-ci serait néanmoins possible si ce cardan n'est pas pur, c'est-à-dire s'il existe un certain glissement des surfaces articulaires dans le cadre d'une laxité articulaire ou d'une contrainte ligamentaire. On sait néanmoins que cette laxité articulaire est présente puisqu'il existe une subluxation naturelle de l'articulation TM de 3 à 7 millimètres chez les sujets sains [32].

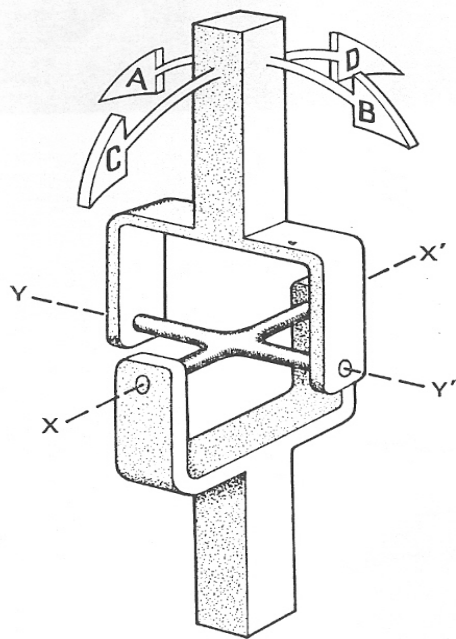


FIG. 8. — *Mobilité d'une articulation de type cardan.*

En supposant la pièce inférieure fixe, la pièce supérieure peut effectuer deux sortes de mouvements élémentaires :

- autour de l'axe  $XX'$  des mouvements dans le plan perpendiculaire et dans le sens A ou B ;
- autour de l'axe  $YY'$  des mouvements dans le plan perpendiculaire et dans le sens C ou D ; et bien entendu, des mouvements combinant à des degrés divers les mouvements élémentaires.

**Figure 13: Mobilité d'une articulation de type Cardan (d'après Kapandji, [9])**

Pour Kuczinski le mouvement de rotation axiale est induite par l'incurvation à concavité médiale (déformation de la selle trapézienne comme pour l'adapter à un « cheval scoliotique ») [30].

Pour Kuhlmann, les mouvements de flexion-extension et abduction-adduction s'effectuent autour de deux axes perpendiculaires non concourants. Ces deux axes passent respectivement pour la flexion-extension par le centre du trapèze et pour l'abduction-adduction par l'épiphyse du premier métacarpien. L'axe d'abduction-adduction est défini par deux points d'ancrage du complexe postéromédial permettant d'obtenir une position de référence. Le point d'insertion étant à distance de la surface articulaire lors du mouvement induit par les forces musculaires la base du premier métacarpien est chassée médialement lors d'une traction latérale et latéralement lors d'une traction médiale [15]. La rotation axiale se fait lors des mouvements de flexion-extension autour du pivot de l'insertion sur le tubercule distal du complexe ligamentaire. Les hypothèses tirées de cette étude anatomique apportent le principe de la « colonne haubanée » (Figure 14). Néanmoins, aucune description précise du protocole d'étude n'est présentée. De plus, une certaine confusion existe entre les différentes dénominations des mouvements de l'articulation TM, rendant cette étude très discutable.



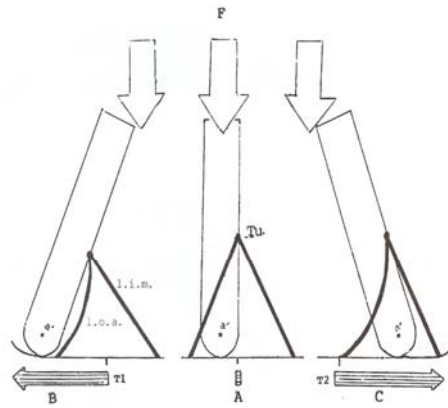


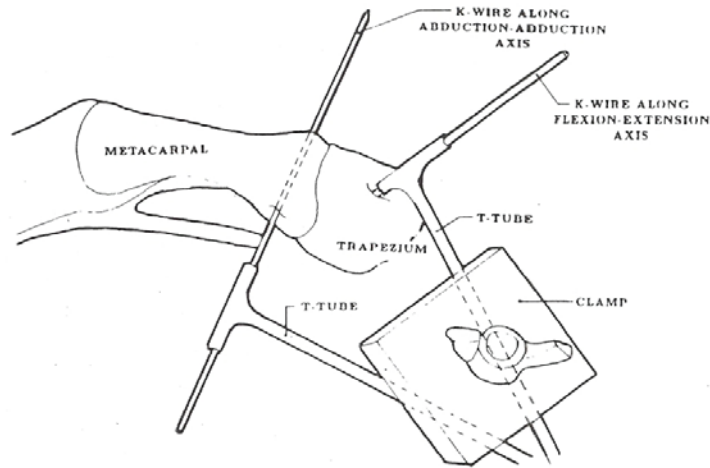
Figure 9. Modèle simplificateur (schéma) mettant en évidence la translation le long de la concavité du trapèze au cours de l'inclinaison du métacarpien dans le plan de la pince latérale : F : force longitudinale ; T1, T2 : force transversale déclenchée par l'inclinaison ; Tu : tubercule supportant le point d'ancrage. Il est placé bien au-delà de sa position naturelle par rapport à l'axe fondamental afin d'exagérer la tension ou le relâchement des ligaments ;  $\alpha'$  : axe fondamental évolutif distal. A. Équilibre. B. Fermeture de la pince et mise en tension des ligaments médiaux. C. Ouverture de la pince et mise en tension des ligaments latéraux.

**Figure 14: Principe de la colonne haubanée (d'après Bettinger et coll. [22])**

### 3.2 Etudes cinématiques *ex vivo*

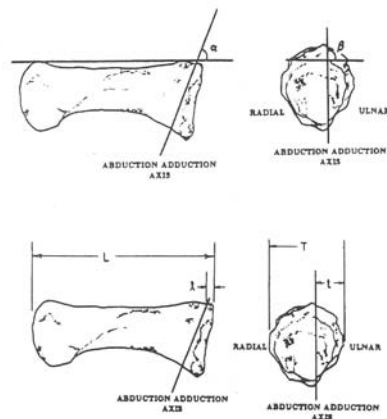
L'étude cinématique proprement dite de l'articulation TM a débuté en 1981, à l'aide d'études *ex vivo*. Cooney et coll. publia les résultats d'une étude sur cadavres permettant d'analyser les amplitudes articulaires TM à partir de clichés radiographiques [12]. La première partie analysa *ex vivo* les mobilités de l'articulation TM par rapport au troisième métacarpien précisant alors la relation entre l'axe longitudinal du premier métacarpien et les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction. La deuxième partie évalua les amplitudes articulaires *in vivo*. Cette étude a mis en place un système d'axes fixes permettant de décrire les rotations de l'articulation TM. Ce système d'axes a été validé récemment par la Société Internationale de Biomécanique (ISB)[33].

Hollister et coll. dans une étude cadavérique détermine les axes de rotation de l'articulation à l'aide d'un « axis finder » (Figure 15, Figure 16, Figure 17).



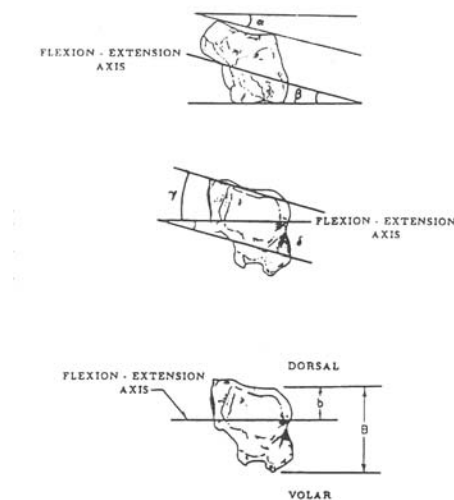
**Figure 15: Position des axes de rotation (d'après Hollister et coll. [34])**

Elle confirme l'existence de deux axes de rotation l'un métacarpien (abduction-adduction) et l'autre trapézien (flexion-extension). Ces deux axes font en moyenne un angle de 72,7 (64.3 à 81.2) degrés et sont non concourants (la distance moyenne entre les deux axes n'est pas calculée). De plus, ces axes ne sont pas perpendiculaires aux structures osseuses. La position de ces axes demeure constante lors des mouvements. Les axes n'étant pas perpendiculaires aux surfaces anatomiques, lors des mouvements autour des deux axes de rotation, les mouvements sont réalisés dans les 3 plans de l'espace. Le degré de flexion et d'abduction fixe le degré de pronation [34]. Cette étude rappelle la notion de « pronation automatique » déjà évoquée par Kapandji [31].



**FIG. 5.** Orientation of the CMC abduction-adduction axis in the right metacarpal. The abduction-adduction axis makes an angle  $\alpha$  ( $83.6 \pm 14.2^\circ$ ) with the sagittal plane of the metacarpal and the angle  $\beta$  ( $78.3 \pm 12.9^\circ$ ) with the coronal plane. The measurements of the axis in the metacarpal are  $\pm L$  ( $12.5 \pm 6.2\%$ ) and  $\pm T$  ( $59.5 \pm 14.3\%$ ).

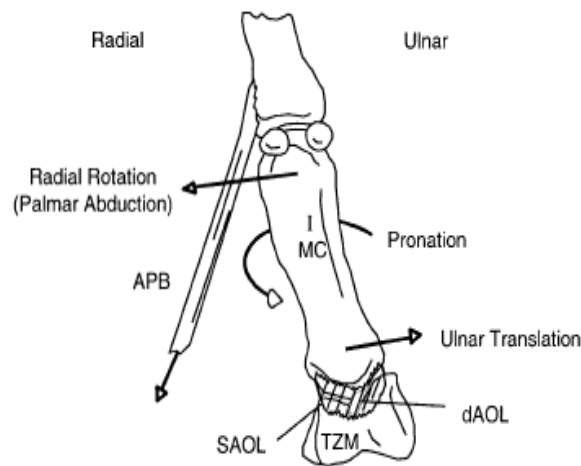
**Figure 16: Position de l'axe d'abduction-adduction dans le premier métacarpien (d'après Hollister et coll. [34])**



**Figure 17: Position de l'axe de flexion-extension dans le trapèze (d'après Hollister et coll. [34])**

Néanmoins, même si la précision de la mesure de l'« axis finder » semble acceptable, la présence des ligaments, lors des mesures, ne permet pas de différencier l'existence d'une pronation automatique liée à la forme des surfaces osseuses et celle liée à l'action passive des ligaments. De plus, cette étude *ex vivo* ne permet pas de montrer l'existence d'une pronation active liée à la contraction d'un ou de plusieurs muscles.

Les études anatomiques montrent que la congruence de l'articulation TM serait meilleure en position extrême d'abduction et d'adduction [35, 36]. De plus, il existe une différence de rayon de courbure entre le trapèze (plus grand) et le premier métacarpien. C'est pourquoi, lorsque l'articulation TM est centrée, la taille de la surface de contact est réduite, la pression cartilagineuse est alors augmentée. Ces différences de rayon de courbure augmentent les contraintes lors de la pince pouce-index (ouverture latérale) du fait de la position subluxée du premier métacarpien, notamment en position de flexion adduction et pronation du pouce [25].



**Figure 18: Principes de la rotation du premier métacarpien autour du ligament DAOL lors de la contraction de l'APB (d'après Bettinger et coll. [22])**

C'est dans cette position qu'interviennent en tension les ligaments VTT , DTT, T-IIMC et T-IIIMC servant de hauban et permettant d'éviter la luxation du premier métacarpien [11] (Figure 18).

D'autres travaux anatomiques ont étudié les surfaces de contact TM lors des différents mouvements. Momose et coll. pratiquent une injection silicone dans l'articulation TM chargée afin de déterminer les surfaces de contact TM lors de la mobilisation passive sur 18 cadavres [37] (Figure 19). Les modèles de silicone correspondent aux zones qui ne sont pas en contact. Ces zones sont numérisées et analysées afin de déterminer les zones en contact par « soustraction ». Ces zones sont étudiées lors des mouvements d'opposition d'abduction palmaire et radiale. Les zones de contact, lors du mouvement d'opposition sont radiales, palmaires et ulnaires sur le trapèze. Elles sont dorsales, radiales et palmaires sur le métacarpien. La zone de contact la plus large survient lors de l'opposition. Les surfaces de contact sont respectivement de 53, 28 et 25% pour l'opposition, l'abduction palmaire et radiale. Les auteurs concluent à une plus grande stabilité de l'articulation TM en opposition. Cette étude confirme l'absence de contact sur l'ensemble de la surface articulaire témoignant d'un certain jeu articulaire secondaire à la laxité capsuloligamentaire.

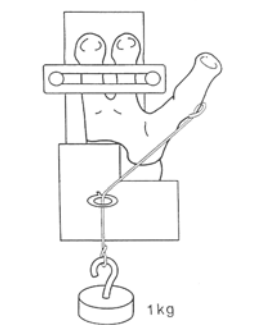


Figure 2. A specimen mounted on a special fixation device by plates, bolts, and clay.

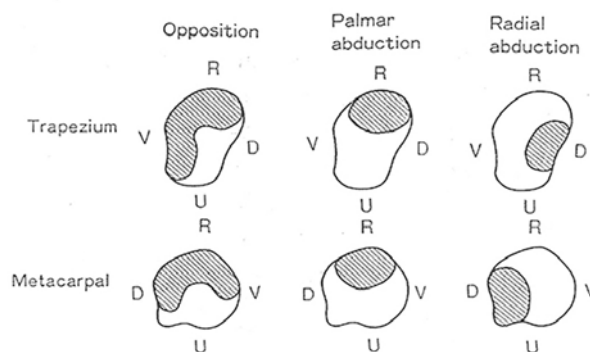


Figure 4. The location of the contact area. The contact area (hatched areas) was the largest in opposition. V, volar; D dorsal; U, ulnar; R, radial.

Figure 19: Zones de contact en fonction du mouvement réalisé (d'après Momose et coll. [37])

Néanmoins, la moyenne d'âge des cadavres était de 81 ans, avec très certainement des lésions cartilagineuses et une subluxation TM associée. Les zones de contact sont donc celles d'une articulation malade. De plus, la perte de cartilage sur certaines zones modifie nécessairement le remplissage siliconé. La modélisation des mouvements par des poulies est imparfaite et ne reproduit pas fidèlement les mobilités réelles. Enfin, les mouvements de l'articulation TM reproduits ne correspondent pas à la nomenclature classique et ne sont pas précisément décrits dans leur article. Il est donc difficile d'en tirer une conclusion valable.

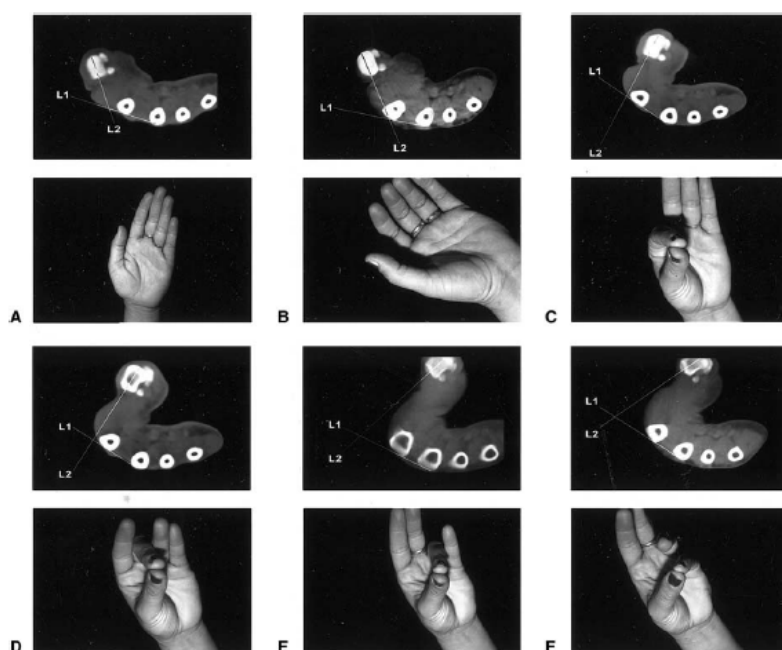
### 3.3 Etudes cinématiques *in vivo*

Depuis plus d'une décennie, certains auteurs tentent d'analyser la cinématique *in vivo* de l'articulation TM. En effet, celle-ci prend en compte l'ensemble des paramètres actifs musculaires, les résistances ligamentaires physiologiques et les variations individuelles. Elles sont donc plus adaptées à l'évaluation et donc à l'utilisation en pratique clinique quotidienne.

#### 3.3.1 Etudes à l'aide de l'imagerie

Cooney et coll. dans une seconde partie de leur étude mesurent à l'aide de clichés radiographiques et de marqueurs radio-opaques les amplitudes articulaires en flexion-extension, en abduction-adduction et en rotation [12]. L'amplitude moyenne en flexion-extension est de 53 degrés ( $\pm 11$ ), de 42 degrés ( $\pm 4$ ), en abduction-adduction et de 17 degrés ( $\pm 9$ ) en rotation. Si cette étude a eu le mérite d'analyser précisément les mobilités TM. Néanmoins, l'utilisation de la radiographie *in vivo* peut être discutable chez des sujets sains.

Cheema et coll. utilisent chez 10 sujets sains des clichés scanner de l'articulation TM afin de mesurer la rotation axiale du pouce [38] (Figure 20). Un plan de référence passant par le 2<sup>ème</sup> et le 3<sup>ème</sup> métacarpien fut choisi pour quantifier les mobilités. Les rotations du premier métacarpien étaient de 74 degrés (64-84) en position de repos, de 54 degrés (44-64) en position de rétroposition et de 110 degrés (103-117) en flexion maximale. L'amplitude maximale angulaire du premier métacarpien étant de 73 degrés.



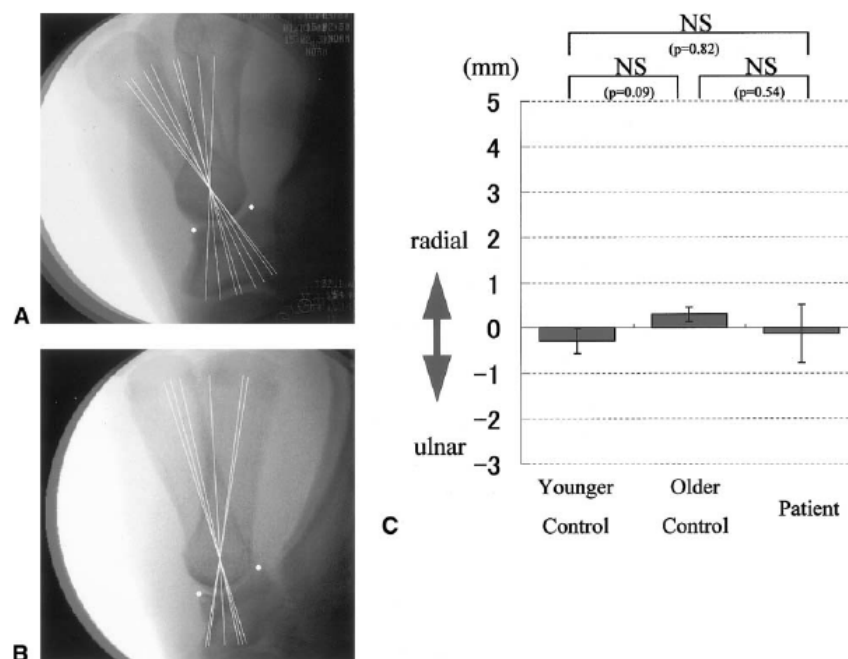
**Figure 2.** Hand with corresponding computed tomographic image in (A) reposition, (B) resting position, and opposition to (C) index finger, (D) middle finger, (E) ring finger, and (F) small finger.

**Figure 20: méthodologie pour le calcul de la rotation du premier métacarpien sur des coupes scanner en fonction de la position du pouce (d'après Cheema et coll. [38])**

Cette étude permet d'obtenir des informations intéressantes sur l'amplitude angulaire maximale du 1<sup>er</sup> métacarpien. Néanmoins, le mode de fonctionnement du scanner ne permet pas de réaliser une réelle analyse cinématique. De plus, l'utilisation du scanner, en pratique courante, est impossible du point de vue éthique du fait de l'irradiation et du point de vue logistique pour la lourdeur de la mise en place du système.

Miura et coll. utilisent la fluoroscopie (amplificateur de brillance) permettant des radiographies dynamiques [39]. Leur étude permet de déterminer les centres de rotation lors des mouvements de flexion-extension et abduction-adduction (Figure 21). Sept sujets sains et sept sujets pathologiques (avec arthrose TM) présentant une arthrose TM, furent étudiés.

L'étude montre une « dorsalisation » du centre de rotation en flexion-extension chez les sujets arthrosiques du fait de la subluxation postérolatérale du premier métacarpien.



**Figure 4.** Axes of the thumb metacarpal on the PA view were superimposed to determine the COR in a healthy joint (A) and a symptomatic joint (B). (C) Radial translations of the COR in abduction-adduction were not different among the 3 groups.

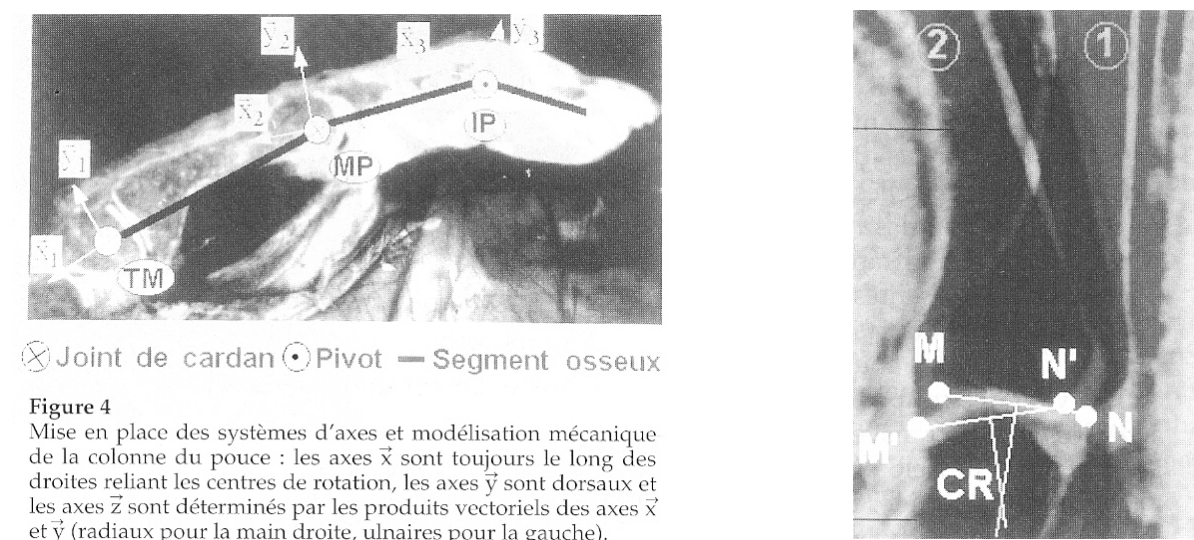
**Figure 21: Calcul des centres de rotation (d'après Miura et coll. [39])**

Cette étude quantifie la subluxation dorsale du premier métacarpien lors de l'arthrose à l'aide des centres de rotation. Elle confirme cliniquement l'existence de 2 axes de rotation et leurs positions dans le métacarpien et le trapèze. Aucune analyse du mouvement de circumduction n'est possible à l'aide de leur protocole. Elle est, de plus, non réalisable en pratique courante du fait de l'irradiation lors de l'analyse du mouvement.

Lbath et coll. calculent les forces exercées sur l'articulation TM à l'aide de l'Imagerie par Résonance Magnétique (IRM) *in vivo* chez une sujet sain [27]. Les clichés IRM furent réalisés pendant une prise pouce-index latérale (key pinch ou key grip). Les centres instantanés de rotation des articulations TM, MP et IP furent approchés par la méthode de Reulaux en réalisant un 2<sup>ème</sup> mouvement (prise pouce-majeur). En ce qui concerne l'articulation TM, le centre de rotation a été assimilé à l'intersection de l'axe de flexion-extension avec le plan de symétrie longitudinal dorso-palmar du premier métacarpien (Figure 22). Les points d'application des dix muscles du pouce furent calculés permettant de tracer des vecteurs dans l'axe de traction des tendons. Une modélisation mécanique 3D fut

réalisée. L'articulation TM fut modélisée par un joint de Cardan. Les os furent modélisés par des barres indéformables sans masse et les tendons par des haubans inextensibles représentés par leur vecteur directeur et leur point d'application.

Seuls les gestes isométriques furent étudiés (un muscle actif n'exerce qu'une force de traction et un muscle passif, une force nulle). La force extérieure fut considérée perpendiculaire à la pulpe du pouce et connue (dynamomètre). Puis, l'équilibre statique du pouce a été considéré aboutissant à un système de 18 équations. Ce système fut résolu par méthode d'optimisation.



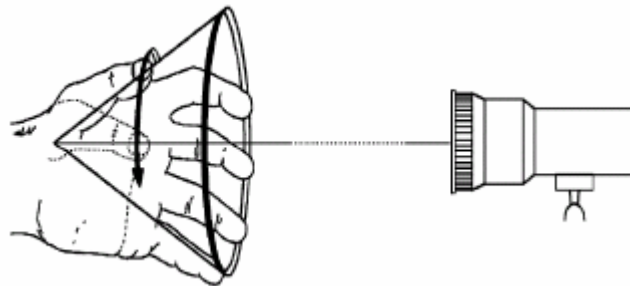
**Figure 22: Mesure des centres articulaires de rotation (d'après Lbath et coll. [27])**

La réaction du trapèze, appliquée sur le métacarpe, est décomposée en trois forces : une force principale dans l'axe du premier métacarpien (six fois l'effort extérieur). Une force dans le plan frontal, orientée en direction ulnaire et une force dans le plan sagittal, dirigée la face palmaire de la main. L'effort résultant est égal à sept fois l'effort appliqué en extrémité de pince. Ce travail confirme l'existence d'une composante à direction postérieure lors de la pince pouce index. Quatre muscles semblent avoir un rôle constant (FPL, APB, APL et AP). Ce travail est intéressant car peu d'articles étudient les forces musculaires *in vivo*. Néanmoins des limites ne peuvent faire retenir les résultats comme absolus. En effet les coupes IRM sont très larges (3 mm) et les images ne sont pas obtenues directement au format numérique. Il existe donc une perte d'information lors de la numérisation. Enfin, un seul sujet est étudié ainsi qu'une seule prise de force.



### 3.3.2 Systèmes optiques

Coert et coll. utilisent un système vidéo afin de mesurer la rotation axiale du pouce de façon globale [40] (Figure 23). L'analyse ne portait pas spécifiquement sur l'articulation TM mais sur l'ensemble de la colonne du pouce. Le poignet étant immobilisé sur une planchette. L'amplitude du mouvement variait de 70 à 110 degrés.



**Figure 23: Protocole d'étude de la rotation axiale du pouce (d'après Coert et coll. [40])**

L'utilisation de la vidéo est intéressante du fait de son innocuité. Néanmoins cette étude analyse l'ensemble de la colonne du pouce. De nombreuses limites jalonnent cet article, notamment en terme de répétabilité due au positionnement de la main. De plus, cette étude se base sur une méthode bidimensionnelle pour décrire un mouvement tridimensionnel, en effectuant une hypothèse (non justifiée) d'alignement de l'index et de l'articulation TM. Enfin, elle ne s'intéresse qu'au mouvement de circumduction.

### 3.3.3 Systèmes électromagnétiques

Kuo et coll. proposent une méthode quantitative pour mesurer le mouvement et les pertes de fonctions de l'articulation trapézo-métacarpienne au moyen de marqueurs de surface [41] (Figure 24).

La relation entre la mobilité global du pouce et l'articulation TM est réalisée par la mesure de la longueur du premier métacarpien. Ainsi par le calcul de la surface balayée, une valeur mesurable de la mobilité TM est obtenue. Ainsi, Kuo et coll. caractérisent pour la première fois « l'espace de travail maximal » de l'articulation TM.

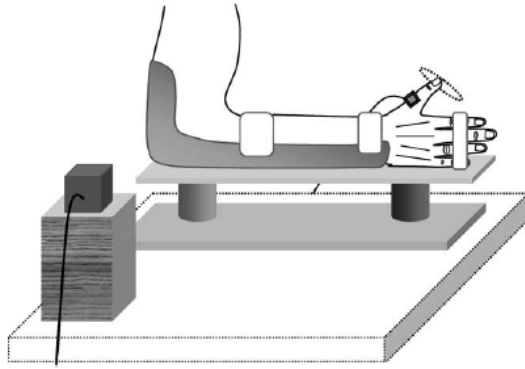


Fig. 1. Schematic of equipment setup in this study. The subject sat in front of the experimental table and the elbow joint and wrist joint were stabilized using an immobilized device and the fingers were immobilized in full extension.

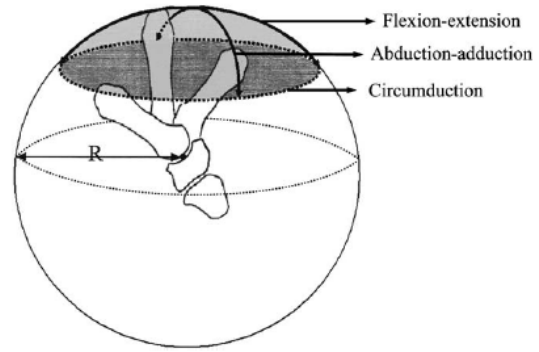


Fig. 2. Three maximal ranges of movements of the TMC joint were recorded to form a maximal workspace of the TMC joint. These include flexion-extension (top line); abduction-adduction (top to bottom); and circumduction (dotted spherical line). A sphere was used to optimally fit these motion paths ( $R$ : radius of the sphere).

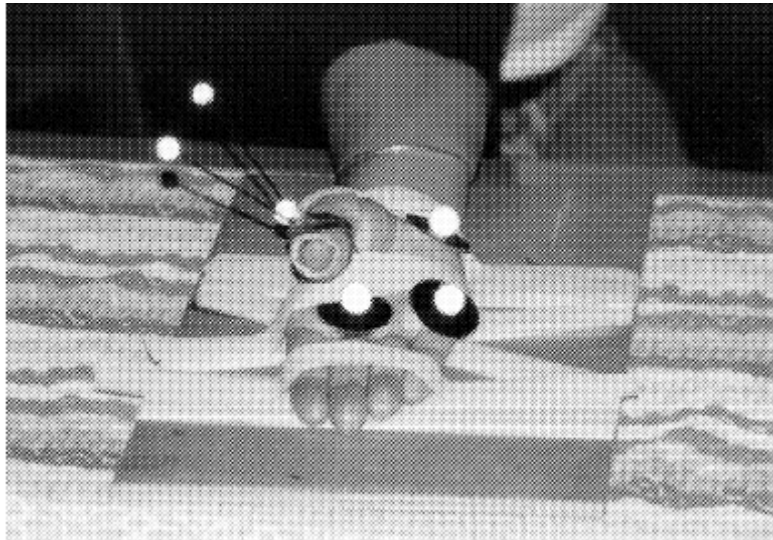
**Figure 24: Protocole d'étude cinématique selon Kuo et coll. [41]**

Ce calcul permet avec une seule valeur (surface du cône de mouvement) d'obtenir une évaluation de la mobilité TM très reproductible. Ce critère n'est pas celui utilisé en pratique courante mais pourrait devenir un paramètre cinématique intéressant.

### 3.3.4 Systèmes optoélectroniques

Chèze et coll. utilisent un système optoélectronique suivant des marqueurs liés d'une part au pouce et d'autre part à la main, afin de mesurer le mouvement relatif [42] (Figure 25).

La main est immobilisée sur une planchette à l'aide de velcros afin d'immobiliser le poignet donc le trapèze. Les articulations interphalangienne et métacarpophalangienne du pouce sont immobilisées dans une attelle.



**Figure 25: Protocole d'étude cinématique selon Chèze et coll. [42]**

Le pouce ne se mobilise que par rapport au trapèze. Les mouvements relatifs du pouce par rapport au poignet permettent d'obtenir les mobilités TM ainsi que les axes de rotations. Deux groupes sont testés : un groupe de 12 sujets sains et un groupe de 5 patients (1 arthrose TM, 2 prothèses TM, 2 arthrodèses TM). Une validation des calculs est réalisée en étudiant un patient présentant une prothèse TM de type rotule.

Deux axes de rotation sont retrouvés flexion-extension et abduction-adduction respectivement dans le trapèze et dans le premier métacarpien. Ces deux axes font un angle de 40 degrés en moyenne et sont concourants. Cette étude apporte l'analyse *in vivo* de la seule articulation TM. L'angle déterminé entre les deux axes de rotation est très loin des 90 degrés publiés dans les autres études. De plus, dans cette étude, les axes de rotations sont non concourants. Cependant, Chèze et coll. utilisent des axes hélicoïdaux, dépendant des mouvements réalisés. Or, dans cette étude, le mouvement de flexion combine un mouvement d'abduction et de flexion. Il est donc possible que l'angle entre les axes de ce mouvement global soit modifié.

Li et coll. proposent une étude conjointe de l'ensemble des articulations du pouce TM, métacarpophalangienne (MP) et interphalangienne (IP) chez 15 sujets féminins [29]. Un système optoélectronique et des marqueurs collés sur la peau sont utilisés, la main étant fixée sur une attelle. Deux mouvements sont étudiés : opposition et circumduction.

La flexion des articulations TM, MP et IP est fortement corrélée à l'opposition. De même, l'abduction-adduction de la MP et de la TM est fortement corrélée. Néanmoins, l'abduction-adduction de la TM et MP n'est corrélée qu'en début d'opposition. La pronation est couplée à l'opposition notamment avec l'abduction et la flexion. Il existe de plus, une rotation

simultanée des articulations TM et MP. Cet article confirme l'existence de la pronation automatique lors de la flexion et de la participation de l'articulation MP dans cette rotation. Néanmoins, aucune étude de reproductibilité n'est réalisée. La description des mouvements analysés et notamment la position de référence du pouce ne sont pas détaillées. Enfin, ce protocole ne permet pas d'analyser les axes de rotations de l'articulation TM.

## 4 OBJECTIFS DE L'ETUDE

L'articulation TM est donc une *articulation complexe sur le plan anatomique* du fait de la forme des surfaces articulaires et de l'orientation de ces surfaces, celle-ci ne correspondant pas à un plan anatomique standard (frontal, sagittal ou horizontal). L'assimilation à un modèle mécanique simple n'est pas évidente contrairement à d'autres articulations, notamment au membre inférieur. Les structures ligamentaires qui constituent cette articulation sont nombreuses mais permettent un certain jeu articulaire rendant imparfaite la congruence de cette articulation. Enfin, les liaisons tendino-musculaires multiplient la variabilité des mouvements possible en fonction des groupes musculaires sollicités. L'ensemble de ces paramètres complique l'analyse du mouvement.

L'articulation TM est fondamentale pour la préhension et donc la réalisation des activités manuelles quotidiennes. Aussi, elle est soumise à de nombreuses sollicitations. L'expérience clinique et expérimentale montre que cette articulation est très fréquemment le siège d'une atteinte dégénérative : l'arthrose. Cette arthrose peut être responsable de douleurs, d'une déformation de la colonne du pouce et d'une diminution de la mobilité. Ces symptômes contribuent à une perte de force et à une limitation des activités quotidiennes. Si le traitement médical, par le port d'une immobilisation transitoire associé à un traitement allopathique, peut améliorer la douleur, celui-ci n'est pas toujours efficace. Un traitement chirurgical est alors préconisé. Celui-ci consiste à remplacer l'articulation TM par une prothèse ou à réséquer le trapèze en stabilisant alors l'articulation par une reconstruction ligamentaire.

L'évaluation des possibilités de cette articulation en terme de mobilité est donc fondamentale pour le clinicien. Néanmoins du fait de la complexité de cette articulation, les moyens cliniques classiques (tel le goniomètre) sont souvent inutilisables. C'est pourquoi, de nombreux auteurs ont cherché à évaluer les mobilités de cette articulation. L'étude de la littérature montre que l'anatomie osseuse et ligamentaire est actuellement connue. Les études *ex vivo* ont permis d'évaluer la position des axes de rotation de l'articulation TM et l'angle entre ceux-ci. De plus, ces études ont permis récemment de standardiser les axes mobiles utilisables. Néanmoins, ces études ne prennent pas en compte l'action des muscles et des structures ligamentaires « vivantes ». C'est pourquoi, la réalisation d'un protocole d'étude *in vivo* nous a semblé fondamental. Les études *in vivo* publiées ont permis d'évaluer les amplitudes articulaires de certains mouvements de l'articulation TM et d'évaluer certains

paramètres de l'articulation comme les axes de rotations. Néanmoins, la plupart de ces études utilisent des procédés irradiants (radiographies, fluoroscopie, scanner) entraînant des risques pour le patient ou nécessitant parfois une infrastructure lourde (IRM) rendant impossible l'utilisation en pratique courante. Le choix d'un procédé non invasif et non irradiant nous a donc semblé important. Les études *in vivo* utilisant un système de mesure non invasif ne mesure pas systématiquement des mouvements utilisés en pratique clinique courante. De plus, un faible nombre de sujet est généralement étudié. Enfin, aucune évaluation de la répétabilité n'est réalisée.

C'est pourquoi, il nous a semblé intéressant d'envisager l'élaboration d'un protocole d'analyse de la cinématique de l'articulation TM *in vivo*, utilisant un système de mesure non irradiant, non invasif et transportable afin d'être utilisé lors des consultations. L'évaluation de la reproductibilité de ce protocole et son application sur un grand nombre de sujet nous a semblé fondamental.

Les objectifs de notre travail sont donc :

- la **réalisation et la validation d'un protocole** utilisant un procédé non invasif permettant d'obtenir des informations sur la cinématique de l'articulation TM chez des sujets *in vivo*.
- La **constitution d'une base de données** de sujets sains afin de réaliser un corridor de valeurs *normales*.
- L'étude de la **faisabilité de notre protocole en pratique clinique courante** chez des sujets *pathologiques* opérés et non opérés.

Le travail réalisé sera présenté sous la forme classique des articles scientifiques, puis la recherche réalisée sera discutée.

## **TRAVAIL PERSONNEL**

## 5 MATERIELS ET METHODES

### 5.1 Matériels utilisés

#### 5.1.1 Système de mesure

Nous avons utilisé le système POLARIS<sup>®</sup> pour effectuer les mesures. Il s'agit d'un système optoélectronique. Il est notamment utilisé pour des applications de chirurgie assistée par ordinateur (ex. pose de prothèse de genou). C'est un système non invasif et non irradiant. Il est principalement utilisé en médecine (orthopédie, neurochirurgie, chirurgie de l'oreille, du nez, de la gorge, chirurgie faciale, etc.) mais aussi dans l'industrie, par exemple pour la calibration des robots.



**Figure 26: Système Polaris<sup>®</sup>**

*Principe de fonctionnement* : un signal infrarouge est envoyé vers un solide sur lequel ont été préalablement fixés au minimum 3 marqueurs réfléchissants. Ce signal est renvoyé par les marqueurs. Il est repéré par 2 caméras synchronisées sous 2 angles différents (Figure 26). Cela permet de reconstruire l'image du solide à partir d'une géométrie connue du Polaris<sup>®</sup> et de repérer sa position ainsi que son orientation dans le volume de mesure.

Le système est relié par un port série à la station d'acquisition. Le résultat de l'enregistrement est un fichier texte (Figure 27).



Q0	Qx	Qy	Qz	Tx	Ty	Tz	Résidu ou indicateur de précision
0.826	-0.204	-0.341	0.399	-196.75	-25.09	-1916.44	0.182
0.827	-0.203	-0.341	0.399	-196.75	-25.08	-1916.4	0.231
0.826	-0.204	-0.341	0.399	-196.75	-25.08	-1916.38	0.167
0.826	-0.204	-0.341	0.399	-196.75	-25.1	-1916.4	0.172
0.826	-0.204	-0.341	0.399	-196.76	-25.1	-1916.49	0.164
0.826	-0.204	-0.341	0.399	-196.75	-25.08	-1916.42	0.194
0.826	-0.204	-0.341	0.399	-196.76	-25.08	-1916.47	0.173
0.826	-0.204	-0.341	0.399	-196.75	-25.08	-1916.39	0.177
0.826	-0.204	-0.341	0.399	-196.76	-25.08	-1916.38	0.168
0.827	-0.203	-0.34	0.399	-196.77	-25.09	-1916.4	0.211
0.826	-0.204	-0.341	0.399	-196.75	-25.08	-1916.39	0.191
0.827	-0.203	-0.34	0.399	-196.75	-25.1	-1916.42	0.21
0.826	-0.204	-0.341	0.399	-196.74	-25.08	-1916.35	0.17
0.827	-0.204	-0.34	0.399	-196.74	-25.08	-1916.43	0.201
0.826	-0.203	-0.341	0.399	-196.74	-25.08	-1916.4	0.192

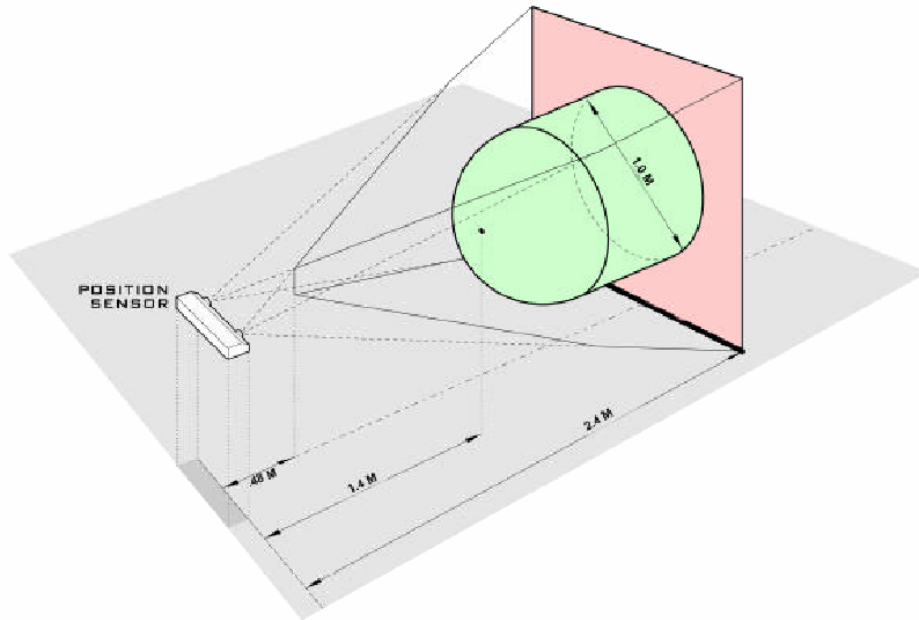
(Q0, Qx, Qy, Qz) forment un quaternion qui est un objet mathématique servant à reconstruire une matrice de rotation M :

Vecteur translation

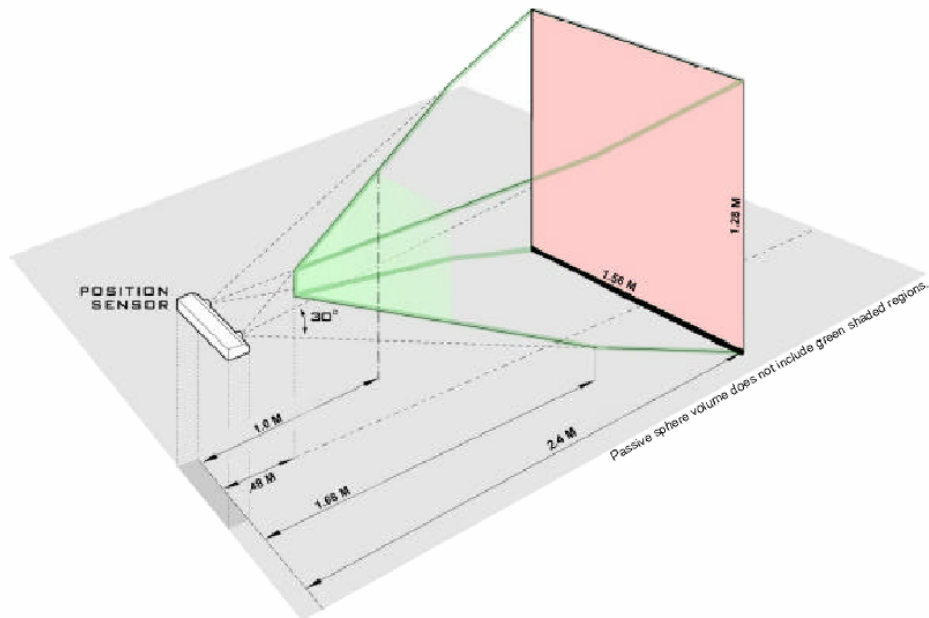
$$M = \begin{bmatrix} Q_0^2 + Q_x^2 - Q_y^2 - Q_z^2 & 2(Q_0 Q_z + Q_x Q_y) & 2(-Q_0 Q_y + Q_z Q_x) \\ 2(-Q_0 Q_z + Q_x Q_y) & Q_0^2 - Q_x^2 + Q_y^2 - Q_z^2 & 2(Q_0 Q_x + Q_y Q_z) \\ 2(Q_0 Q_y + Q_z Q_x) & 2(-Q_0 Q_x + Q_y Q_z) & Q_0^2 - Q_x^2 - Q_y^2 + Q_z^2 \end{bmatrix}$$

Figure 27: Fichier texte comprenant les valeurs des différent composant de la matrice de rotation

*Volume de mesure* : Les mouvements du pouce s'inscrivent dans un certain volume. Le volume d'étude de la cinématique par le système de mesure doit donc être défini. Deux volumes différents peuvent être choisis : le volume standard et le volume pyramidal (Figure 28, Figure 29). Pour l'étude de la main, le volume standard (silo) est utilisé.



**Figure 28: Volume standard (silo)**



**Figure 29: Volume pyramidal**

## **5.2 Méthode de réalisation du protocole**

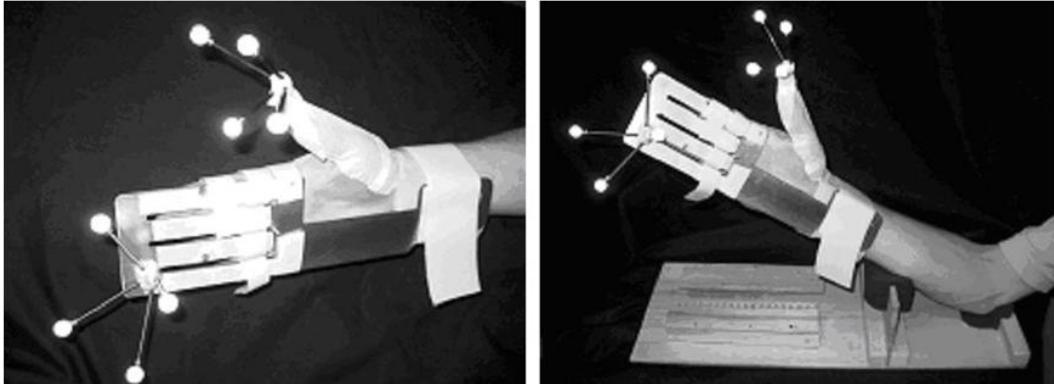
### **5.2.1 Hypothèse de travail**

L'étude de la cinématique de l'articulation TM repose sur l'étude des mouvements entre le trapèze et le 1<sup>er</sup> métacarpien. Afin d'isoler cette articulation, nous avons immobilisé les articulations MP et IP du pouce, à l'aide d'une attelle, afin de ne permettre qu'un seul mouvement entre le 1er métacarpien et le trapèze. De plus, nous avons immobilisé les os du carpe, à l'aide d'une attelle, afin de limiter les mouvements du trapèze par rapport aux os adjacents (scaphoïde et trapézoïde). Nous avons donc fait l'hypothèse que les articulations immobilisées par des attelles avaient une mobilité négligeable. La description des attelles est détaillée dans le chapitre suivant.

### **5.2.2 Description du protocole**

#### **5.2.2.1 Première étape**

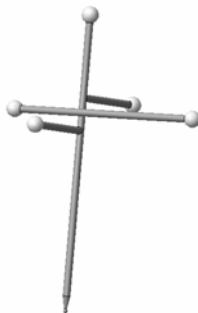
Deux attelles étaient placées sur chaque sujet. Une attelle immobilisait les articulations interphalangienne et métacarpophalangienne du pouce. L'autre attelle immobilisait le poignet et le reste de la main. Lors de la mobilisation de la colonne pouce, seuls les mouvements de l'articulation TM étaient possibles. Les corps rigides étaient fixés directement sur l'attelle (Figure 30).



**Figure 30: position des attelles et du bras sur le support**

### Deuxième étape

Quatre points furent identifiés sur l'attelle immobilisant la main afin de créer un système de coordonnées lié à la main à l'aide d'un stylo (Figure 31). En ce qui concerne le pouce, les tubercules latéraux des têtes du premier métacarpien et de la première phalange furent identifiés afin de créer un système de coordonnées lié à la colonne du pouce. Ces points sont facilement palpables sur les faces latérales à la base du premier métacarpien et de la première phalange.

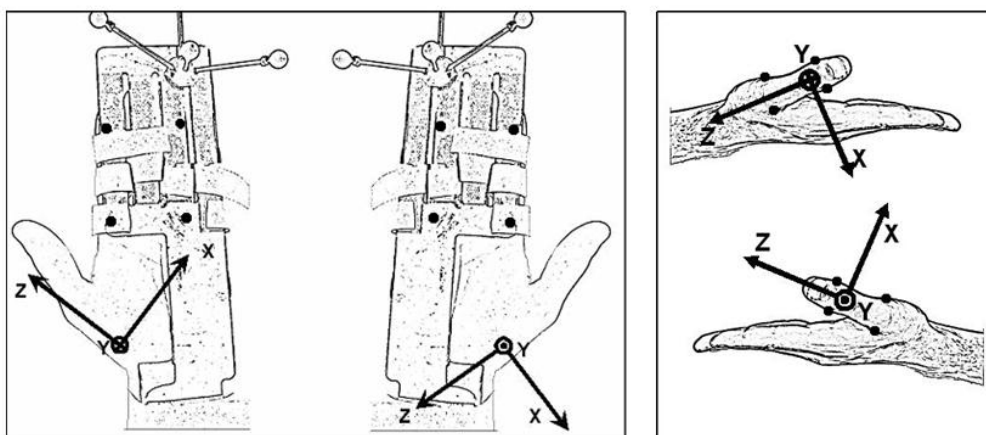


**Figure 31: Stylo permettant de localiser les coordonnées des repères osseux palpés du pouce**

Le repère « main » est défini sur l'attelle si bien que les points palpés sont directement palpés sur l'attelle. En ce qui concerne le repère « main » gauche, l'axe X passe par le point situé au niveau de la base du 5<sup>ème</sup> doigt et se dirige vers le point le plus proche du trapèze, dans le plan de l'attelle et donc de la main. L'axe Y est défini perpendiculaire au plan situé entre les

quatre points définis sur l'attelle et « sort de la face dorsale de la main ». L'axe Z est le produit vectoriel des 2 axes précédents.

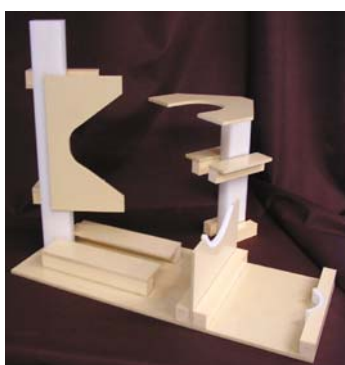
En ce qui concerne le repère « pouce » gauche, l'axe X est défini par une droite partant du tubercule distal médial et se dirigeant vers le tubercule distal latéral. L'axe Y est perpendiculaire à l'axe X, défini à partir des 4 points palpés et sortant par la face palmaire du pouce. Enfin, l'axe Z est le produit vectoriel des deux axes précédents (Figure 32).



**Figure 32: Référentiels liés à la main et au pouce. Les marques noires sont localisées par l'examineur pour définir le système de coordonnées.**

#### 5.2.2.2 Troisième étape

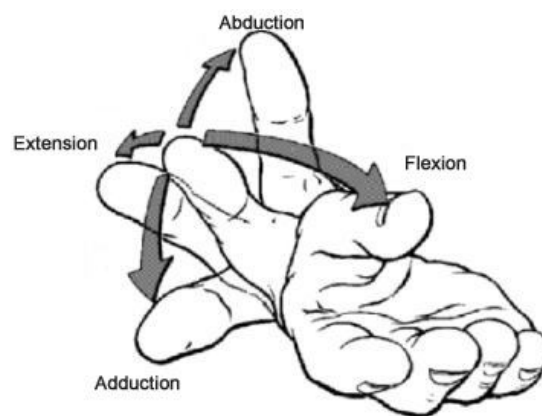
Chaque sujet réalisait six mouvements. Pour chaque mouvement, six répétitions étaient réalisées. Des guides furent utilisés afin d'améliorer la reproductibilité des mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction (Figure 33)



**Figure 33: Guides réalisés dans le but d'améliorer la reproductibilité des mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction.**

Si bien que chaque mouvement était réalisé libre et guidé en dehors de la circumduction. Les mouvements étudiés étaient

- Les mouvements de flexion et d'extension (perpendiculaire au plan de l'ongle du pouce) libre et guidé (Figure 34).
- Les mouvements d'abduction et d'adduction (parallèle au plan de l'ongle du pouce) libre et guidé (Figure 34).
- Le mouvement d'ouverture latérale du pouce (écartement dans le plan de la paume) libre.
- Le mouvement de circumduction (rotation complète du pouce) libre



**Figure 34: Nomenclature des mouvements étudiés (dessin d'après Kapandji)**

### Quatrième étape

Les angles de flexion-extension, d'abduction-adduction et de circumduction furent déterminés par la méthode des axes mobiles ( $X$ ,  $Y'$ ,  $Z''$ ) exprimés dans le système de coordonnées de la main (Figure 32). Le calcul de la séquence d'angle est présenté en annexe.

Des axes hélicoïdaux furent utilisés afin de déterminer la position des axes de rotations en flexion-extension et en abduction-adduction.

## 5.2.3 Paramètres étudiés

### 5.2.3.1 Paramètres liés aux mouvements

#### 5.2.3.1.1 Paramètres calculés pour le mouvement de circumduction

Afin d'étudier le mouvement de circumduction (Figure 35), la trajectoire du pouce a été assimilée à une ellipse. Trois angles  $\theta_a$ ,  $\theta_b$  et  $\beta$  furent déterminés (selon Chèze et coll. [42]). Les angles  $\theta_a$ ,  $\theta_b$  représentent respectivement le déplacement angulaire du plus grand et du plus petit axe de l'ellipse. L'apex de l'ellipse représentant le centre de l'articulation TM. L'angle  $\beta$  est l'angle entre l'ellipse et le plan de la main.

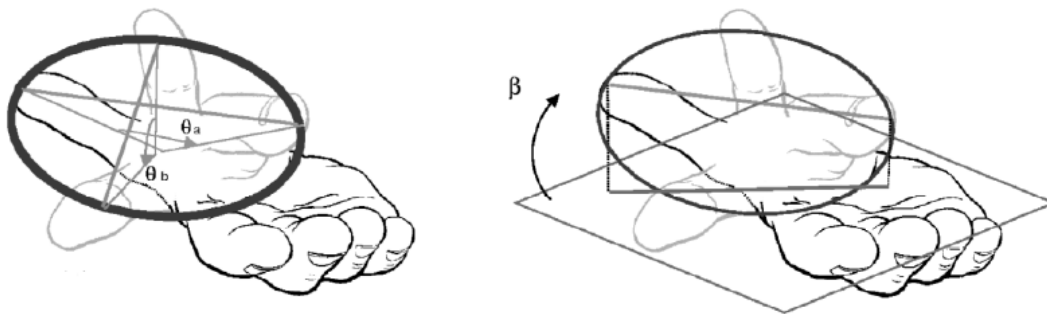


Figure 35: Paramètres décrivant l'ellipse de circumduction d'après Chèze et coll. [42]

#### 5.2.3.1.2 Paramètres calculés pour les mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction et d'ouverture latérale

Les paramètres calculés pour les mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction et d'ouverture latérale sont :

- $\theta$  flexion-extension: angle maximum selon l'axe Z avec et sans guide.
- $\theta$  abduction-adduction: angle maximum selon l'axe X avec et sans guide.
- $\theta$  rotation axiale: angle moyen de rotation selon l'axe du pouce lors des mouvements d'abduction-adduction et de flexion-extension avec et sans guide.
- $\theta$  ouverture latérale: angle maximum selon l'axe Y.

### 5.2.3.2 Paramètres liés aux axes de rotation

Le modèle cinématique de l'articulation a été défini par deux paramètres :

- l'angle  $\gamma$  entre les axes de flexion-extension et d'abduction-adduction
- la distance  $d$  entre les axes de flexion-extension et d'abduction-adduction



## **6 ELABORATION ET VALIDATION DU PROTOCOLE**

## Résumé

**Objectifs :** L'articulation trapézo-métacarpienne est fondamentale dans la fonction de préhension. Néanmoins la quantification précise des mobilités est difficile en pratique clinique courante. L'objectif de notre étude est de mettre au point et d'évaluer un protocole d'analyse de la cinématique trapézo-métacarpienne *in vivo*.

**Matériels et méthodes :** Un protocole d'analyse cinématique fut réalisé à l'aide d'un système optoélectronique. Des attelles furent placées sur la main et le poignet afin de ne mesurer que les mobilités trapézo-métacarpiennes. Les mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction, de circumduction et d'ouverture latérale furent étudiés. Des guides permettant de reproduire les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction furent utilisés afin d'améliorer la reproductibilité. Vingt sujets indemnes de toute pathologie concernant la main furent évalués. Pour chaque sujet, la répétabilité des mouvements et la répétabilité globale furent évaluées.

**Résultats :** Les mobilités de l'articulation trapézo-métacarpienne ont été mesurées. Les mesures de deux observations chez un même sujet étaient reproductibles en ce qui concerne les différents mouvements ou le protocole global. La reproductibilité était améliorée par l'utilisation de guides. L'écart type était compris entre 5 et 8 degrés.

**Discussion et conclusion :** Cette étude a permis l'élaboration d'un protocole de mesure de la cinématique trapézo-métacarpienne *in vivo*. La reproductibilité du protocole a été validée. Il peut donc être utilisé en pratique clinique courante pour mesurer les différents paramètres de cette articulation.

## Introduction

L'articulation trapézo-métacarpienne (TM) unissant la colonne du pouce au carpe joue un rôle fondamental dans la préhension. Cette articulation est néanmoins fréquemment le siège d'une atteinte arthrosique dégénérative ou post-traumatique. Ces lésions diminuent la mobilité de la colonne du pouce. C'est pourquoi l'évaluation précise de la perte de mobilité ou des gains après chirurgie est fondamentale pour le diagnostic et surtout l'évaluation des traitements. Néanmoins, l'analyse reproductible des mobilités de l'articulation TM est difficile cliniquement. Le goniomètre est trop imprécis et l'hexatron développé par Ebskov ne mesure pas la mobilité TM [4]. C'est pourquoi une méthode d'évaluation est nécessaire dans la pratique clinique courante. Récemment, quelques auteurs se sont intéressés à la cinématique *in vivo* de l'articulation TM [40, 43]. Néanmoins, aucune publication ne présente l'ensemble des mobilités de l'articulation TM utilisées en pratique clinique quotidienne. L'objectif de notre étude est de mettre au point et de valider un protocole d'analyse de la cinématique *in vivo* de l'articulation TM.

## Matériels et méthodes

La description du système de mesure et du protocole est décrite dans le chapitre général « Matériels et Méthodes ».

Vingt sujets indemnes de toute pathologie concernant la main ont été sélectionnés pour cette étude. L'âge moyen était de 26.3 ans (de 22 à 35). Les vingt sujets asymptomatiques furent évalués deux fois sans modifier la position de l'attelle, à vingt minutes d'intervalle, afin d'étudier la répétabilité du mouvement. Ces mêmes sujets furent réévalués à une semaine d'intervalle afin d'étudier la répétabilité globale du protocole de mesure.

### *Analyse statistique*

Le test de *Shapiro-Wilk* fut utilisé afin de tester la normalité des données. En cas de normalité le *test t* fut utilisé pour comparer deux observations. En cas d'absence de normalité, le test de *Wilcoxon* fut utilisé pour comparer deux observations. Enfin, le coefficient R fut calculé.

## Résultats

### *Répétabilité des mouvements (Tableau 1):*

L'étude des différents paramètres montre une différence significative entre deux observations concernant les paramètres liés à l'abduction-adduction. Cette différence s'étend de 2 à 5 degrés. De même, concernant la circumduction et l'ouverture latérale dans le plan de la main, il existe une différence significative de 3,5 à 5 degrés. Le coefficient de corrélation R est significatif quelque soit les mouvements étudiés. Il existe une corrélation positive entre deux observations.

**Tableau 1: Résultats concernant la répétabilité des mouvements**

	Paramètres	test t de Student test de Wilcoxon	R <sup>2</sup>	Écart type
Circumduction	$\theta_a$	0.01	0.66*	5°
	$\theta_b$	NS	0.80*	5°
	$\beta$	NS	0.63*	4°
Ouverture latérale	$\theta$ (Plan de la main)	0.04	0.82*	3.5°
Flexion-extension	$\theta$ (Flexion-extension)	NS	0.78*	5°
	$\theta$ (Flexion-extension) avec guide	NS	0.33*	3°
Abduction-Adduction	$\theta$ ( Abduction-Adduction)	0	0.85*	4°
	$\theta$ ( Abduction-Adduction) avec guide	0.02	0.67*	4.5°
	$\theta$ (Rotation axiale)	0.03	0.70*	4°
	$\theta$ (Rotation axiale) avec guide	0.04	0.51*	2°
Paramètres cinématiques de l'articulation	$\gamma$ angle entre les axes de flexion-extension et abduction-adduction	NS	0.04	16°
	Distance d entre les axes de flexion-extension et abduction-adduction	NS	0.19*	3 mm

NS: non significatif (intervalle de confiance à 95%)

\*: (p<0.05)

*Répétabilité globale (Tableau 2) :*

Deux paramètres étaient significativement différents entre les deux observations. Les axes de flexion-extension et abduction adduction avec guide l'écart type étant de 5 à 8 degrés pour ces paramètres. La corrélation était significative pour l'ensemble des paramètres, exceptés la distance d et l'angle  $\gamma$ .

**Tableau 2: Résultats de la répétabilité globale**

	Paramètres	test t de Student et test de Wilcoxon	R <sup>2</sup>	Ecart type
Circumduction	$\theta_a$	NS	0.47*	7°
	$\theta_b$	NS	0.42*	9.5°
	$\beta$	NS	0.30*	6°
Ouverture latérale	$\theta$ (plan de la main)	NS	0.32*	8°
Flexion- extension	$\theta$ (Flexion-extension)	NS	0.27*	12.5°
	$\theta$ (Flexion-extension) avec guide	0.01	0.37*	8°
Abduction- Adduction	$\theta$ ( Abduction-Adduction)	NS	0.51*	9°
	$\theta$ (Abduction-Adduction) avec guide	0.01	0.67*	5.5°
	$\theta$ (rotation axiale)	NS	0.26*	6°
	$\theta$ (rotation axiale) avec guide	NS	0.35*	5°
Paramètres cinématiques de l'articulation	$\gamma$ angle entre les axes de flexion-extension et abduction- adduction	NS	0	30°
	D distance entre les axes de flexion-extension et d'abduction- adduction	NS	0	6 mm

NS: Non significatifs (intervalle de confiance à 95%)

\*: paramètres ( $p < 0.05$ )

## Discussion

Le protocole présenté permet de mesurer les paramètres cinématiques de l'articulation TM *in vivo*. Néanmoins, nous avons supposé l'absence de mobilité du trapèze par rapport au reste du carpe lors de la mobilisation de la colonne du pouce, cette hypothèse ayant été vérifiée *ex vivo* dans la littérature [10].

Les résultats présentés montrent que les mesures réalisées sont reproductibles pour la plupart des paramètres. En effet la première observation est comparable à la suivante. L'écart type de la répétabilité globale et des mouvements sont comparables. Le sujet analysé et la précision du Polaris® sont les seuls facteurs intervenant dans la répétabilité des mouvements. En ce qui concerne le sujet, la difficulté à reproduire le même mouvement est la seule limite de la reproductibilité. Cette variabilité concerne les mouvements d'abduction-adduction de flexion-extension et surtout les paramètres liés aux axes de rotation. Cette variabilité plus importante peut être liée au type même de l'articulation, au protocole mais aussi à l'algorithme utilisé pour le calcul des axes hélicoïdaux finis. Afin d'améliorer cette reproductibilité, le mouvement analysé devait être répété par le patient avant de commencer les mesures. De plus, l'utilisation de guides a permis d'améliorer cette répétabilité. Néanmoins, les mouvements imposés par les guides, sont contraints ne donnent qu'une information partielle de la cinématique, notamment l'amplitude des mouvements. L'utilisation de guide est un complément à l'étude des mouvements libres. Ils permettent notamment l'évaluation des paramètres concernant les axes de rotation pour lesquels la reproductibilité est moins fiable.

La variabilité demeure néanmoins conséquente compte tenu de la valeur des amplitudes articulaires. Cependant, une variabilité de 10 à 12 degrés demeure acceptable dans la mesure où aucun procédé clinique ne permet d'obtenir des valeurs en terme d'amplitude.

En ce qui concerne la précision du Polaris®, les études menées dans les laboratoires, avec un raccordement aux étalons nationaux, montrent qu'elle est de 0.5 millimètres en translation et 0.5 degrés en rotation. De plus, même si le protocole est reproductible, la variabilité des valeurs angulaires peut sembler importante pour une articulation présentant des faibles mobilités. Cependant, aucun système clinique non invasif ne peut actuellement fournir des valeurs angulaires concernant les amplitudes de flexion-extension, d'abduction-adduction ou de rotation axiale.

Aucune publication à notre connaissance n'a présenté un protocole d'analyse de reproductibilité concernant la cinématique de l'articulation TM *in vivo*. Chèze et coll. présentent un protocole d'analyse cinématique *in vivo* à l'aide d'un système optoélectronique

sans préciser la reproductibilité de leur protocole [42]. Néanmoins, leurs calculs sont validés par l'étude d'un patient présentant une prothèse trapézo-métacarpienne dont le centre de rotation est connu. Kuo et coll. proposent une analyse *in vivo* de l'espace de travail du pouce en fonction de la longueur du premier métacarpien [43]. Le protocole présenté est reproductible, néanmoins, les mobilités analysées sont réalisées à partir d'un mouvement de circumduction, mouvement le plus reproductible dans notre étude. De plus, leur étude n'obtient qu'un « espace de travail » du pouce. Les mobilités, classiquement utilisées en pratique courante (flexion-extension et abduction-adduction, rotation axiale du pouce), ne peuvent pas être analysées. Coert et coll. proposent une analyse de la rotation axiale du pouce à l'aide d'une caméra vidéo *in vivo* [40]. Seule la rotation axiale est étudiée. Les valeurs extrêmes sont éliminées et aucun protocole de répétabilité n'est pratiqué. Néanmoins, dans notre étude, nous n'avons pas comparé la précision des mesures réalisées *in vivo* aux mouvements des segments osseux pour les mêmes mouvements. En effet, ce travail de précision nécessiterait des moyens plus invasifs tels que la radiographie ou le scanner plus difficilement utilisable chez des sujets sains. Cependant, ce travail pourrait être fait parallèlement *ex vivo* sur pièces cadavériques en élaborant un système permettant d'effectuer un mouvement analysé selon notre protocole puis par un système d'imagerie, avec la limite d'une mobilité passive.

## **Conclusion**

Cette étude a permis de mettre au point un protocole d'analyse *in vivo* de la cinématique de l'articulation TM et de valider ce protocole. L'utilisation de guide permet de limiter la variabilité des mesures essentiellement due à la difficulté de reproduire les mouvements de flexion-extension et abduction-adduction par les sujets. Néanmoins, l'analyse des mouvements libres permet une étude de la cinématique réelle de l'articulation TM. Ce protocole peut donc être utilisé en pratique clinique courante afin d'analyser les différents paramètres présentés.

## **Références**

Les références sont regroupées dans le chapitre « Références » en fin de Thèse.

## **7 ETUDE CINEMATIQUE SUR SUJETS SAINS**



## Résumé

**Objectifs :** L'évaluation des amplitudes articulaires de l'articulation trapézométacarpienne est difficile en pratique clinique courante. L'objectif de notre étude est de réaliser une base de données, à partir de sujets sains, concernant les paramètres de l'articulation trapézométacarpienne *in vivo*. Ces paramètres ont été définis au sein d'un protocole de l'analyse cinématique *in vivo* de cette articulation dans la partie précédente.

**Matériels et méthodes :** L'analyse cinématique de 101 sujets sains (50 femmes, 51 hommes) soit 200 mains, fut réalisée à l'aide d'un système optoélectronique. Des attelles furent placées sur la main et le poignet afin de ne mesurer que les mobilités trapézométacarpiennes. Les mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction, de circumduction et d'ouverture latérale furent étudiés. Des guides permettant d'accompagner les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction furent utilisés afin d'améliorer la reproductibilité.

**Résultats :** Les mobilités moyennes non guidées de l'articulation trapézométacarpienne étaient de 41 degrés en flexion-extension, de 51 degrés en abduction-adduction, et de 21 degrés en rotation axiale. Les mobilités moyennes guidées étaient de 45 degrés en flexion-extension, de 64 degrés en abduction-adduction, et de 17 degrés en rotation axiale. L'angle moyen entre les axes de flexion-extension et d'abduction-adduction était de 88 degrés. La distance  $d$  moyenne entre ces axes était de 5 millimètres. La comparaison des sujets masculins et féminins montre une différence significative concernant les mobilités de circumduction, de flexion-extension, d'abduction-adduction et de rotation axiale. Aucune différence significative ne fut notée entre les mains droites et gauches en dehors du mouvement d'abduction-adduction.

**Discussion et conclusion :** L'analyse de 101 sujets sains a permis d'élaborer une base de donnée concernant les paramètres cinématiques de l'articulation trapézométacarpienne. Cette base de donnée permettra de comparer les mobilités de sujets atteints d'arthrose afin d'évaluer une éventuelle modification. De plus, la comparaison de patients ayant subi une intervention chirurgicale et des sujets sains pourra être réalisée, afin d'évaluer un éventuel bénéfice.

## Introduction

L'articulation trapézo-métacarpienne (TM) est fondamentale dans la fonction de préhension entre le pouce et les doigts longs. L'évaluation des mobilités de cette articulation est difficile en pratique clinique courante. En effet, la complexité anatomique de l'articulation et sa position par rapport aux plans anatomiques classiques rend impossible l'utilisation du goniomètre. De nombreuses auteurs étudièrent l'articulation TM *ex vivo* [12, 28, 34, 44-46]. Néanmoins, seul un modèle théorique de cette articulation fut proposé du fait de l'absence de contraction musculaire. Les études *in vivo* réalisées à l'aide de clichés radiographiques ont apporté une aide précieuse pour caractériser les différents paramètres de l'articulation [27, 38, 39]. Cependant, du fait de l'irradiation, ces protocoles ne peuvent être utilisés de façon courante. Quelques publications *in vivo* ont étudié les mobilités de l'articulation TM sur quelques sujets [29, 42, 43, 47, 48]. Néanmoins, à notre connaissance, aucune base de données concernant les mobilités de l'articulation TM n'a été réalisée. Le but de notre étude est de constituer, à l'aide du protocole validé dans le chapitre précédent, une base de données des différents paramètres constituant la cinématique de l'articulation TM.

## Matériel et méthodes

101 sujets asymptomatiques (50 femmes et 51 hommes) furent évalués à l'aide de protocole d'analyse cinématique. L'âge moyen était de 23,3 ans (de 22 à 35 ans). Pour chaque sujet les deux mains furent étudiées pour 99 sujets et une main pour deux sujets soit un total de 200 mains. Tous les sujets répondirent à un questionnaire sur l'existence d'antécédents médicaux ou chirurgicaux concernant la main ou le poignet afin d'éliminer une éventuelle atteinte TM. La description du système de mesure et du protocole est décrite dans le chapitre général « Matériels et Méthodes ».

## Résultats

La réalisation du protocole fut réalisable chez tous les sujets. La durée moyenne du protocole, par main, était de 20 minutes.

### *Résultats sans guides (tableau I, Figure 36):*

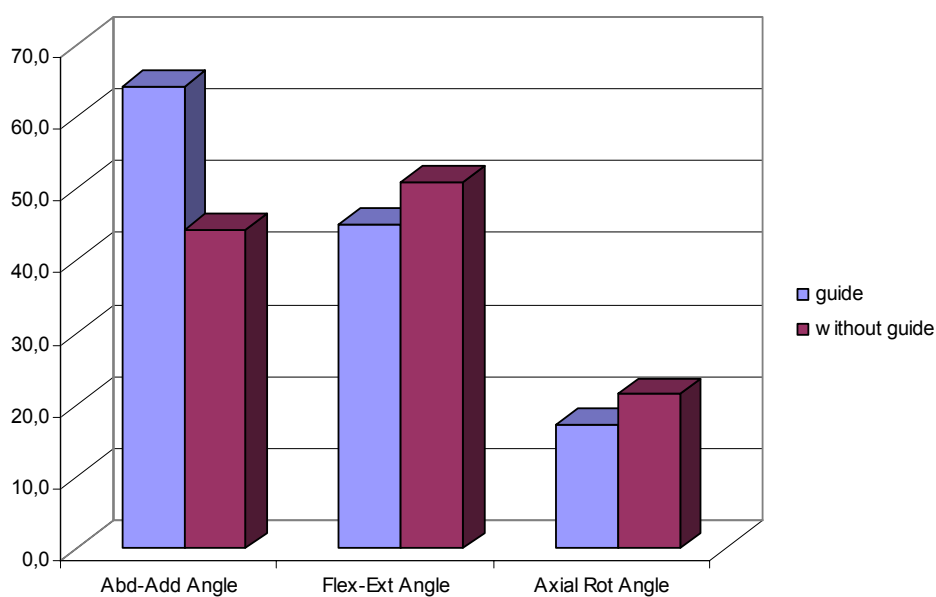
L'amplitude moyenne d'abduction-adduction était de 51 degrés (de 41 à 60). L'amplitude moyenne de flexion-extension était de 41 degrés (de 30 à 71). La valeur moyenne des paramètres de circumduction  $\theta_a$ ,  $\theta_b$ , et  $\beta$  étaient respectivement de 50 (de 40 à 60), 64 (de 52 à 76) et de 57 (de 52 à 63) millimètres. L'angle moyen de rotation axiale du pouce était de 21 degrés (de 13 à 30). La valeur moyenne de l'angle entre les axes de flexion-extension et d'abduction-adduction était de 88 degrés (de 104 à 73). La distance moyenne entre les deux axes de flexion-extension et d'abduction-adduction était de 5 millimètres (de 2 to 9).

### *Résultats avec guides (tableau I, Figure 36)*

L'amplitude moyenne d'abduction-adduction était de 64 degrés (de 53 à 76). L'amplitude moyenne de flexion-extension était de 45 degrés (de 35 à 55). L'angle moyen de rotation axiale du pouce était de 17 degrés (de 10 à 25).

**Tableau 3: Valeur des paramètres de l'ensemble de la population étudiée**

Résultats totaux		
Paramètres	moyenne	écart type
Angle $\theta_a$	50,1	10,2
Angle $\theta_b$	64,3	12,4
Angle $\beta$	57,4	5,5
Flexion-extension	44,3	11,9
Flexion-extension guidée	45,1	9,5
Abduction-adduction	51,0	10,0
Abduction-adduction guidée	64,2	11,7
Rotation axiale	21,5	8,8
Rotation axiale guidée	17,3	7,5
Ouverture latérale	40,0	7,7
Distance $d$ entre les axes	5,7	3,9
Angle $\gamma$ entre les axes	88,6	15,3

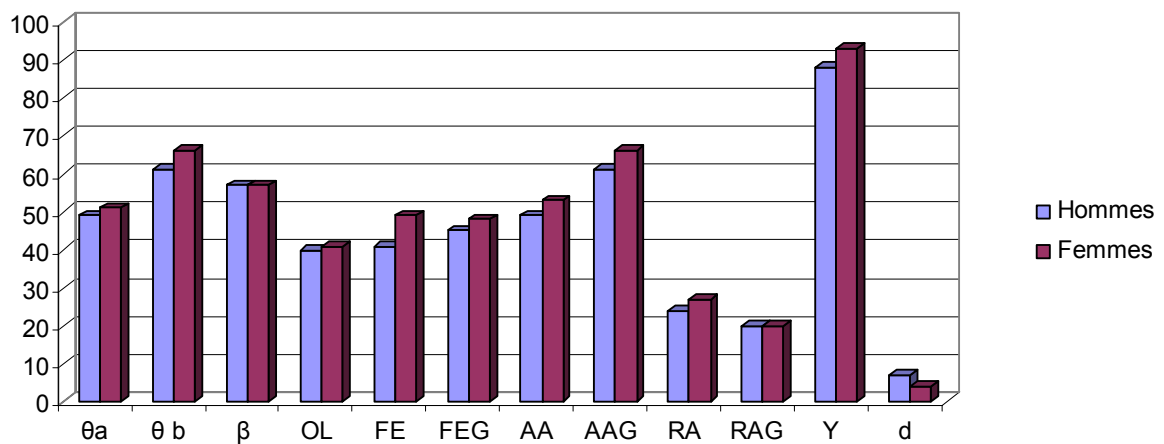


**Figure 36: Comparaison des amplitudes lors des mouvements avec et sans guide**

### Comparaison entre les sujets masculins et féminins (Figure 37)

La mobilité moyenne en flexion-extension était de 46 degrés chez les sujets féminins et de 41 degrés chez les sujets masculins. La mobilité moyenne en abduction-adduction était de 53 degrés chez les sujets féminins et de 44 degrés chez les sujets masculins. La rotation axiale moyenne était de 24 degrés chez les sujets masculins et de 18 degrés chez les sujets féminins. La distance moyenne entre les axes de flexion-extension et d'abduction-adduction était de 7 millimètres chez les sujets masculins et de 4 millimètres chez les sujets féminins. La comparaison entre les sujets masculins et féminins était significative pour la flexion-extension ( $p=0.003$ ), l'abduction-adduction ( $p=0.006$ ) et pour la rotation axiale ( $p<0.0001$ ).

En ce qui concerne les paramètres de circumduction, la valeur moyenne de l'angle  $\theta_a$  était plus importante pour les sujets féminins (52 degrés) que pour les sujets masculins (48 degrés). La valeur moyenne de l'angle  $\theta_b$  était plus importante chez les sujets féminins (68 degrés) que masculins (60 degrés). Cette différence était significative (respectivement  $p=0.01$  et  $p<0.0001$ ). Aucune corrélation ne fut retrouvée pour l'angle de rotation axiale, la distance  $d$  et l'angle entre les axes.



**Figure 37: Comparaison des paramètres entre les populations masculine et féminine (OL : ouverture latérale ; AA : abduction-adduction ; FE : flexion-extension ; RA : rotation axiale ; G : guidé ; d : distance entre les axes de rotation ; Y : angle entre les axes de rotation)**

### Comparaison entre les sujets masculins et féminins avec guides (Figure 37)

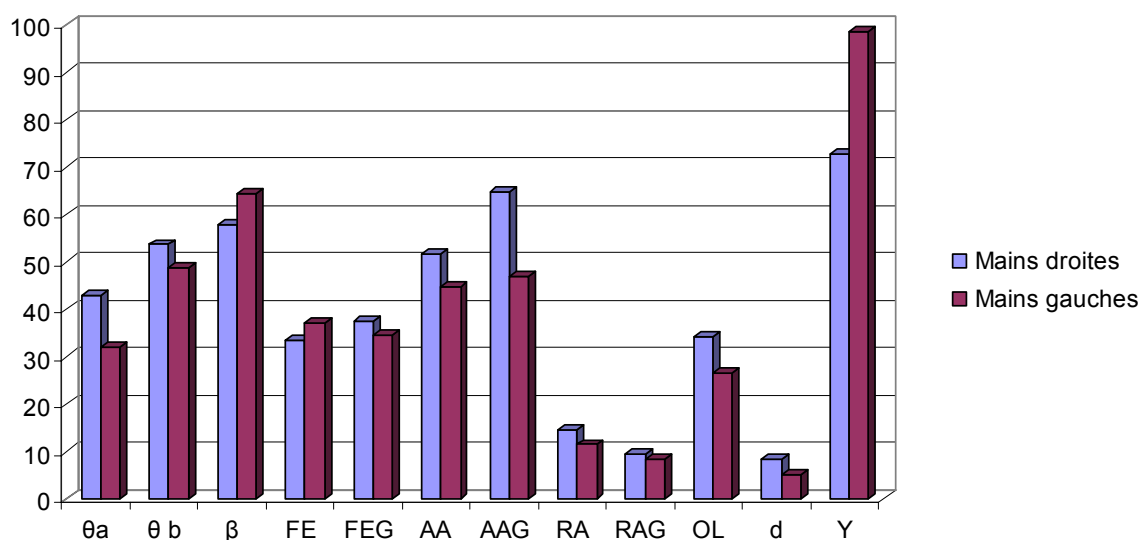
La mobilité moyenne en flexion-extension était de 45 degrés chez les sujets féminins et de 45 degrés chez les sujets masculins. La mobilité moyenne en abduction-adduction était de 67

degrés chez les sujets féminins et de 61 degrés chez les sujets masculins. La rotation axiale moyenne était de 20 degrés chez les sujets masculins et de 14 degrés chez les sujets féminins. La comparaison entre les sujets masculins et féminins était significative pour la flexion-extension ( $p < 0.0001$ ), l'abduction-adduction ( $p < 0.0001$ ) et pour la rotation axiale ( $p < 0.0001$ ). Une corrélation positive fut déterminée entre la rotation axiale et l'abduction-adduction ( $p < 0.0001$ ).

#### *Comparaisons des mains droites et gauches (Figure 38)*

La mobilité moyenne en flexion-extension était de 45 degrés (non guidée) et de 44 (guidée) pour la main droite. Elle était de 44 degrés (non guidée) et 45 (guidée) pour la main gauche. La mobilité moyenne en abduction-adduction était de 49 degrés non guidée et guidée pour la main droite. Elle était de 52 degrés (non guidée) et 65 (guidée) pour la main gauche. La rotation axiale moyenne était de 21 degrés (non guidée) et 16 (guidée) pour la main droite. Elle était de 20 degrés (non guidée) et de 17 (guidée) pour la main gauche. En ce qui concerne les paramètres de circumduction, la valeur moyenne de l'angle  $\theta_a$  était de 42 degrés pour la main droite et de 30 degrés pour la main gauche. La valeur moyenne de l'angle  $\theta_b$  était de 50 degrés pour la main droite et de 49 degrés pour la main gauche. La valeur moyenne de l'angle  $\beta$  était de 62 pour la main droite et de 58 degrés pour la main gauche.

La comparaison entre les mains droites et gauches ne révélait aucune différence significative en dehors de l'abduction-adduction non guidée ( $p = 0.002$ ) et guidée ( $p = 0.01$ ). Aucune corrélation n'a pu être mise en évidence entre la latéralisation des sujets et la différence de moyenne en abduction-adduction.



**Figure 38:** Comparaison des paramètres entre les articulations TM droites et gauches (OL : ouverture latérale ; AA : abduction-adduction ; FE : flexion-extension ; RA : rotation axiale ; G : guidé ; d : distance entre les axes de rotation ; Y : angle entre les axes de rotation)

## Discussion

L'évaluation clinique de l'articulation TM est difficile du fait de la complexité anatomique et biomécanique de cette articulation. C'est pourquoi la réalisation d'un protocole de mesure *in vivo* des paramètres de la cinématique TM est fondamentale. Les études *ex vivo* ne permettent pas d'évaluer réellement les mobilités de l'articulation TM du fait de l'absence de certains facteurs importants tels que les contractions musculaires, la résistance et l'élasticité ligamentaires ainsi que les actions tendineuses. Seules sont calculées les mobilités théoriques intra osseuses [6].

### *Comparaison des méthodes d'analyses :*

Certains auteurs ont étudié l'analyse cinématique *in vivo* de l'articulation TM à l'aide de la radiographie [12, 49]. Ces études ont permis d'apporter des informations sur les mouvements des segments osseux. Néanmoins, du fait des radiations, ces protocoles ne peuvent être diffusés en pratique clinique courante. De plus la rotation axiale du pouce ne peut être facilement calculée [49].

Des techniques non invasives ont alors été développées pour analyser cette cinématique. Kuo et coll. utilisèrent un système électromagnétique afin mesurer les mouvements du pouce en plaçant des marqueurs cutanés [43]. La corrélation entre les marqueurs cutanés et les

segments osseux ayant été préalablement vérifiée [49]. Les mobilités globales du pouce étaient représentées par une sphère à partir du mouvement de circumduction. Néanmoins aucune mobilité en rotation axiale ne pouvait être calculée par ce protocole, de même que les mobilités et les paramètres concernant les axes de rotation en flexion-extension et abduction-adduction.

Chèze et coll. proposèrent un protocole *in vivo* utilisant un système optoélectronique. Le poignet et le pouce étaient immobilisés à l'aide d'attelles [42]. Des marqueurs furent placés sur le pouce et sur l'attelle. Un mouvement global dit de flexion et un mouvement de circumduction furent étudiés: les résultats en terme de mobilité furent similaires à ceux de notre étude. La distance entre les axes de rotation entre la flexion-extension et l'abduction-adduction était de 0.7 millimètre dans leur étude et de 6 millimètres dans notre série. Néanmoins, seulement 24 mains furent analysées dans leur étude. Coert et coll. proposèrent une méthode afin de quantifier la circumduction à l'aide d'un système électromagnétique [47]. Cependant, les articulations interphalangienne et métacarpophalangienne n'étaient pas stabilisées. C'est pourquoi la mobilité isolée de l'articulation TM ne peut pas être calculée par ce protocole.

Les amplitudes articulaires déterminées dans notre étude sont plus importantes que celles des études *ex vivo* [12, 46]. Même si des mouvements passifs sont réalisés dans ces études *ex vivo*, la mobilité des articulations des sujets cadavériques congelés est probablement moins importante du fait de la diminution de l'élasticité ligamentaire.

#### *Comparaisons des paramètres de l'articulation :*

Toutes les études montrent l'existence de deux axes de rotation principaux [9, 12, 31, 34, 46, 50]. Ces axes de rotation sont perpendiculaires pour la majorité des auteurs. Ceci est confirmé dans notre série. Néanmoins dans l'étude *in vivo* de Chèze et coll., les axes sont orientés à 40 degrés [42]. Le mouvement de flexion réalisé dans cette étude est plus un mouvement global s'étendant de l'adduction jusqu'à la flexion. Les mouvements réalisés ne sont donc pas perpendiculaires et influent donc sur l'angle entre les axes de rotation.

La distance entre les deux axes est en moyenne de six millimètres dans notre série. Ceci est en accord avec les études *ex vivo* de la littérature [12, 31, 34]. Dans le travail de Chèze et coll., la distance moyenne entre les axes est beaucoup plus faible 0,7 millimètre. Là encore, le mouvement réalisé peut expliquer cette différence avec notre étude.

La position des axes et l'angle qu'ils déterminent permettent de caractériser *in vivo* cette articulation. Il s'agit en effet d'un cardan généralisé ce que d'autres auteurs avaient montré dans des études *ex vivo* [9, 34]. Néanmoins, la détermination des axes hélicoïdaux est



influencée par le type de mouvement réalisé. En effet, leur utilisation a pour objectif de caractériser les axes de rotations lors d'un mouvement donné. Les mouvements demandés aux sujets étant globalement perpendiculaires, il semble cohérent d'obtenir des axes globalement perpendiculaires.

L'existence d'une rotation axiale du pouce n'est plus à démontrer [12, 31, 40]. Néanmoins, certains auteurs considèrent que cette rotation axiale intervient de façon préférentielle lors du mouvement de flexion [12, 29, 31]. Dans notre étude, ce mouvement prédomine lors du mouvement d'abduction-adduction. Ceci peut être expliqué par la position de référence du pouce. En effet, nous avons défini la position de référence comme la position « de repos » du pouce. Cependant, cette position est difficile à définir. En effet, certains la définissent comme une position de repos musculaire électromyographique [9, 26]. Néanmoins, ceci n'a pas été mesuré *in vivo* lors du protocole. Elle se place à l'intersection des directions du mouvement de flexion-extension et d'abduction-adduction. Cependant, la rotation du premier métacarpien survient à la fin du mouvement d'abduction-adduction ou au début du mouvement de flexion-extension. C'est pourquoi cette rotation peut appartenir aux deux types de mouvements.

#### *Comparaison des sujets masculins et féminins*

Les amplitudes articulaires en flexion-extension et en abduction-adduction étaient plus importantes chez les sujets féminins. Ceci peut être expliqué par la laxité ligamentaire plus importante dans la population féminine [51]. Cependant, la rotation axiale du pouce était plus importante chez l'homme. La rotation axiale du pouce dépend autant de l'anatomie ostéoarticulaire que des structures ligamentaires [11, 16, 31, 37]. Il est donc possible que la taille des surfaces osseuses plus importante chez l'homme soit responsable d'une rotation plus importante. Cooney et coll. sur une série de 19 sujets (9 femmes et 10 hommes) mesurent des amplitudes plus importantes chez l'homme quelque soit le type de mobilité. Néanmoins, la différence n'est pas significative. De plus, la taille de l'échantillon est faible dans cette étude. La distance entre les axes de flexion-extension et d'abduction-adduction était plus importante chez les hommes. Les positions des axes de rotation dans le trapèze et le premier métacarpien dépend de la différence de taille du trapèze et du métacarpien. Celle-ci étant plus importante chez l'homme, cela peut expliquer la distance plus grande entre les axes de rotation.

### *Comparaison des mains droites et gauches*

Aucune différence significative n'est mise en évidence en dehors du mouvement d'abduction-adduction. L'amplitude d'abduction-adduction est plus importante à droite qu'à gauche. Néanmoins, l'importance de l'amplitude de ce mouvement n'est pas liée à la latéralisation du sujet.

### **Conclusion**

L'application du protocole d'analyse cinématique trapézométacarpienne chez 101 sujets sains a permis de constituer une base de données. Celle-ci contient des paramètres permettant de caractériser cette articulation. Notre étude est cohérente avec les données *ex vivo* de la littérature concernant l'existence de deux axes de rotation perpendiculaires évoquant un cardan généralisé. Elle confirme l'existence d'une rotation axiale du premier métacarpien. Elle a permis, de plus, de réaliser un corridor de valeurs « normales » de sujets féminins et masculins. Cette base de données permettra de réaliser des études comparatives avec des sujets présentant une atteinte trapézométacarpienne dans le cadre d'une rhizarthrose. De plus la comparaison avant et après un traitement chirurgical (trapézectomie, arthroplastie prothétique) devient possible. Enfin, la caractérisation *in vivo* du modèle de l'articulation permettra d'améliorer la conception de prothèses TM.

### **Références**

Les références sont regroupées dans le chapitre « Références »

## **8 ETUDE CINEMATIQUE PRELIMINAIRE SUR PATIENTS**

## **8.1 Etude cinématique sur sujets arthrosiques**

## Résumé

**Objectifs :** L'évaluation des amplitudes articulaires de l'articulation trapézo-métacarpienne atteinte d'arthrose est difficile en pratique clinique courante. L'objectif de notre étude est d'évaluer les amplitudes de l'articulation trapézo-métacarpienne atteinte d'arthrose et de les comparer à la base de données de sujets sains obtenue au chapitre précédent.

**Matériels et méthodes :** L'articulation trapézo-métacarpienne de quatorze femmes de 57 ans d'âge moyen fut analysée à l'aide d'un système optoélectronique. Des attelles furent placées sur la main et le poignet afin de ne mesurer que les mobilités trapézo-métacarpiennes. Les mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction, de circumduction et d'ouverture latérale furent étudiés. Des guides permettant d'accompagner les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction furent utilisés afin d'améliorer la reproductibilité.

**Résultats :** Les mobilités moyennes non guidées de l'articulation trapézo-métacarpienne étaient de 55 degrés en flexion-extension, de 43 degrés en abduction-adduction, et de 22 degrés en rotation axiale. Les mobilités moyennes guidées étaient de 44 degrés en flexion-extension, de 58 degrés en abduction-adduction, et de 13 degrés en rotation axiale. L'angle moyen, entre les axes de flexion-extension et d'abduction-adduction était de 91 degrés. La distance  $d$  moyenne entre les axes était de 4 millimètres. Les sujets arthrosiques ont une mobilité de circumduction et d'abduction-adduction significativement inférieure aux sujets féminins sains.

**Discussion et conclusion :** La réalisation du protocole d'analyse cinématique chez des patients présentant une arthrose trapézo-métacarpienne montre que cette analyse est possible dans la pratique clinique courante. Notre étude montre une diminution de mobilité pour certains mouvements de l'articulation trapézo-métacarpienne dans le cadre d'une rhizarthrose. Néanmoins l'échantillon analysé est de petite taille. C'est pourquoi, cette étude mérite une analyse sur une population plus importante de sujets arthrosiques.

## Introduction

L'arthrose de l'articulation trapézo-métacarpienne (TM) ou rhizarthrose est fréquente et justifie parfois un traitement chirurgical notamment en cas d'échec du traitement médical. Cette atteinte dégénérative peut être responsable de douleurs et d'une diminution de la mobilité. Néanmoins, celle-ci est difficile à quantifier en pratique clinique courante. En effet, l'utilisation du goniomètre n'est pas applicable. C'est pourquoi, nous avons élaboré un protocole d'analyse de la cinématique *in vivo*, à l'aide d'un système optoélectronique. La reproductibilité du protocole a été évaluée et son utilisation a été pratiquée sur 200 mains dans les deux chapitres précédents. L'objectif de cette étude est d'analyser la cinématique chez des sujets souffrant d'une rhizarthrose.

## Matériel et méthodes

Quatorze femmes d'âge moyen 57 ans (de 45 à 69) présentant une arthrose TM ont été étudiées. Tous les patients présentaient une arthrose douloureuse confirmée par des clichés radiographiques.

La description du système de mesure et du protocole est décrite dans le chapitre général « Matériels et Méthodes ».

## Résultats

### *Amplitudes articulaires*

Les amplitudes moyennes en flexion-extension non guidée et guidée étaient respectivement de 55 degrés ( $\pm 19$ ) et de 44 degrés ( $\pm 14$ ) (Tableau 4). Les amplitudes moyennes d'abduction-adduction non guidée et guidée étaient respectivement de 43 degrés ( $\pm 11$ ) et de 58 degrés ( $\pm 12$ ). Les valeurs moyennes des paramètres de circumduction  $\theta_a$ ,  $\theta_b$ , et  $\beta$  étaient respectivement de 42 ( $\pm 11$ ), 50 ( $\pm 13$ ) et de 55 ( $\pm 6$ ) degrés. Les angles moyens de rotation axiale du pouce non guidée et guidée étaient respectivement de 22 degrés ( $\pm 17$ ) et de 13 degrés ( $\pm 9$ ).

### *Paramètres de l'articulation*

La valeur moyenne de l'angle entre les axes de flexion-extension et d'abduction-adduction était de 91 degrés ( $\pm 27$ ) (Tableau 4). La distance moyenne entre les deux axes de flexion-extension et d'abduction-adduction était de 5 millimètres ( $\pm 4$ ).

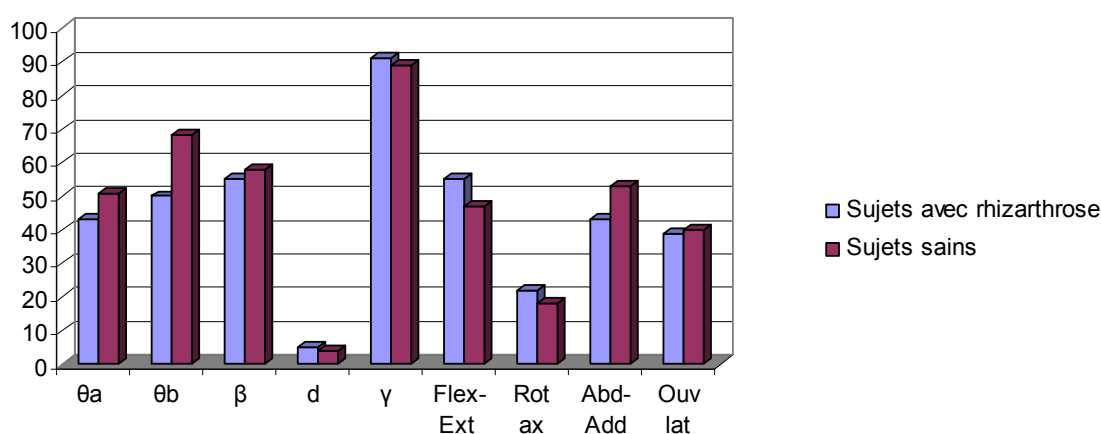
### *Comparaison avec les sujets sains féminins*

En ce qui concerne la flexion-extension, la rotation axiale et l'ouverture latérale, aucune différence significative ne fut mise en évidence entre le groupe de sujets sains féminins et le groupe atteint de rhizarthrose. L'amplitude des mouvements d'abduction-adduction non guidé et guidé était significativement plus importante chez les sujets sains avec respectivement  $p=0.0037$  et  $p=0.0084$  (Figure 39).

Les paramètres de circumduction  $\theta_a$  et  $\theta_b$  représentant le débattement angulaire du petit et du grand axe de l'ellipse étaient significativement supérieurs chez les sujets sains avec  $p=0.01$  et  $p=0.008$ .

La distance entre les axes de rotation de flexion-extension et d'abduction-adduction n'était pas significativement différente entre les deux groupes, de même que l'angle entre ces deux axes.

Des courbes de mobilités ont été réalisées permettant de comparer les mouvements d'abduction-adduction et de flexion-extension guidées et non guidées par rapport au corridor de valeurs correspondant à la base de sujets sains (Figure 40 à Figure 47).



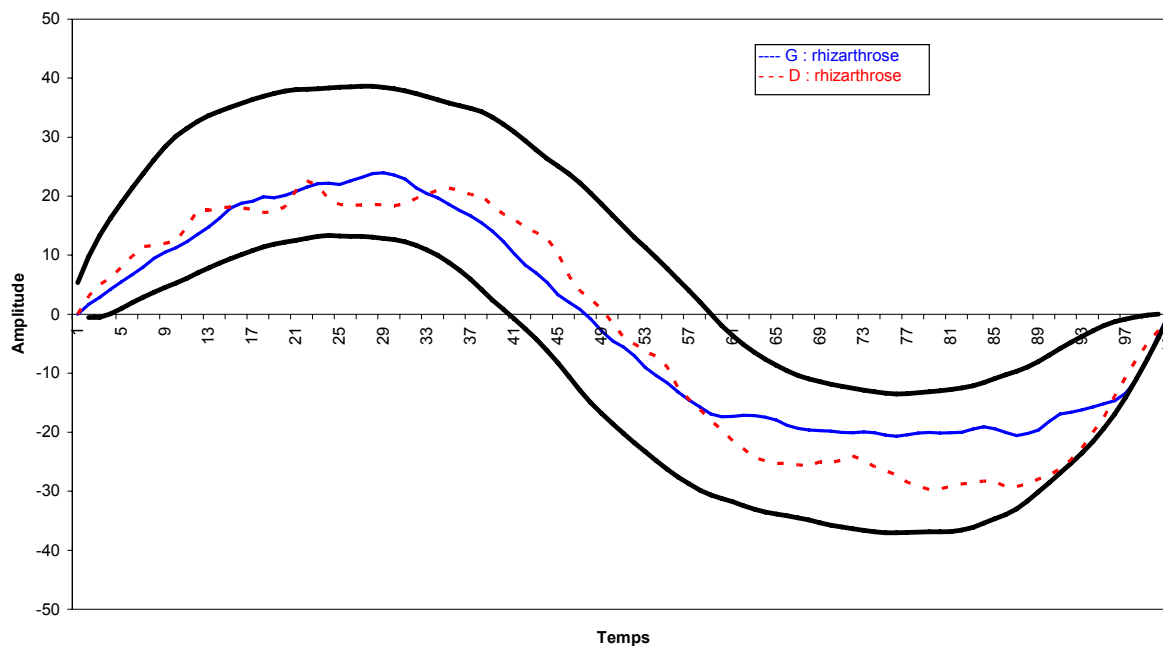
**Figure 39: Comparaison des paramètres (non guidés) des sujets sains et des sujets présentant une arthrose TM. (Ouv Lat : ouverture latérale ; Abd-Add : abduction-adduction ; Flex- Ext : flexion-extension ; Rot Ax : rotation axiale; d : distance entre les axes de rotation ; Y : angle entre les axes de rotation)**

**Tableau 4: Comparaison des moyennes des patients atteints de rhizarthrose par rapport au corridor de sujets sains**

<b>Mouvements</b>	<b>Paramètres</b>	<b>Moyenne (patients)</b>	<b>Corridor (95% de la population)</b>
<b>Circumduction</b>	$\theta_a$	43°	33° à 70°
	$\theta_b$	50°	46° à 90°
	$\beta$	55°	48° à 69°
<b>Ouverture latérale</b>	$\theta_{\text{ouverture latérale}}$	40°	27° à 53°
<b>Flexion/extension</b>	<b>non guidée</b>	55°	23° à 73°
	<b>guidée</b>	44°	27° à 64°
<b>Rotation axiale</b>	<b>non guidé</b>	22°	0° à 38°
	<b>guidée</b>	14°	0° à 29°
<b>Abduction-adduction</b>	<b>non guidé</b>	43°	33° à 73°
	<b>guidée</b>	51°	45° à 90°
<b>Paramètres du Cardan</b>	<b>Angle <math>\gamma</math> entre les axes</b>	91°	58° à 121°
	<b>Distance <math>d</math> entre les axes</b>	5 mm	0 à 11mm



Patiente 2 : Abduction-adduction guidée



Patiente 2 : Abduction-adduction

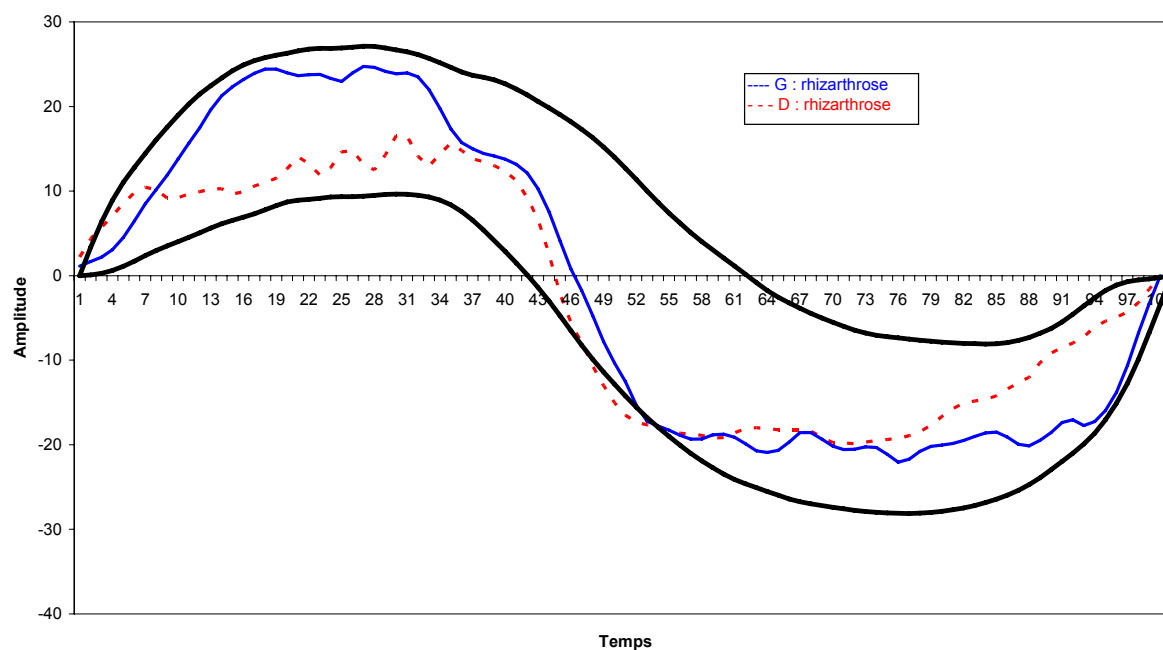
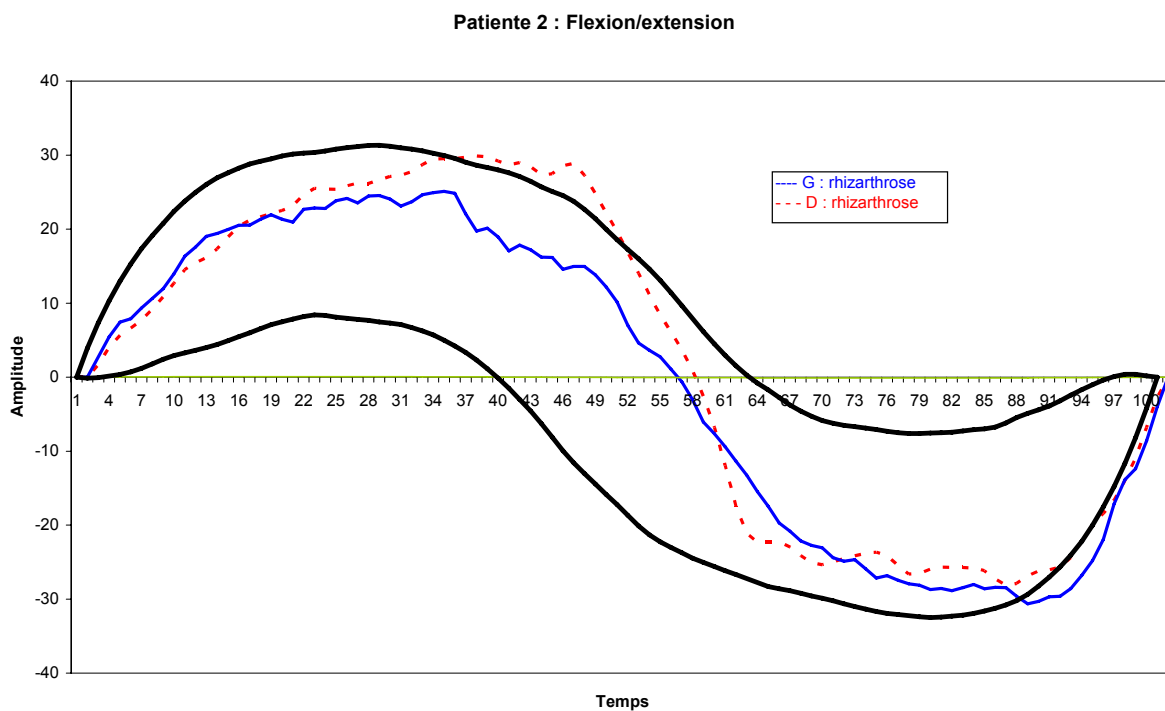
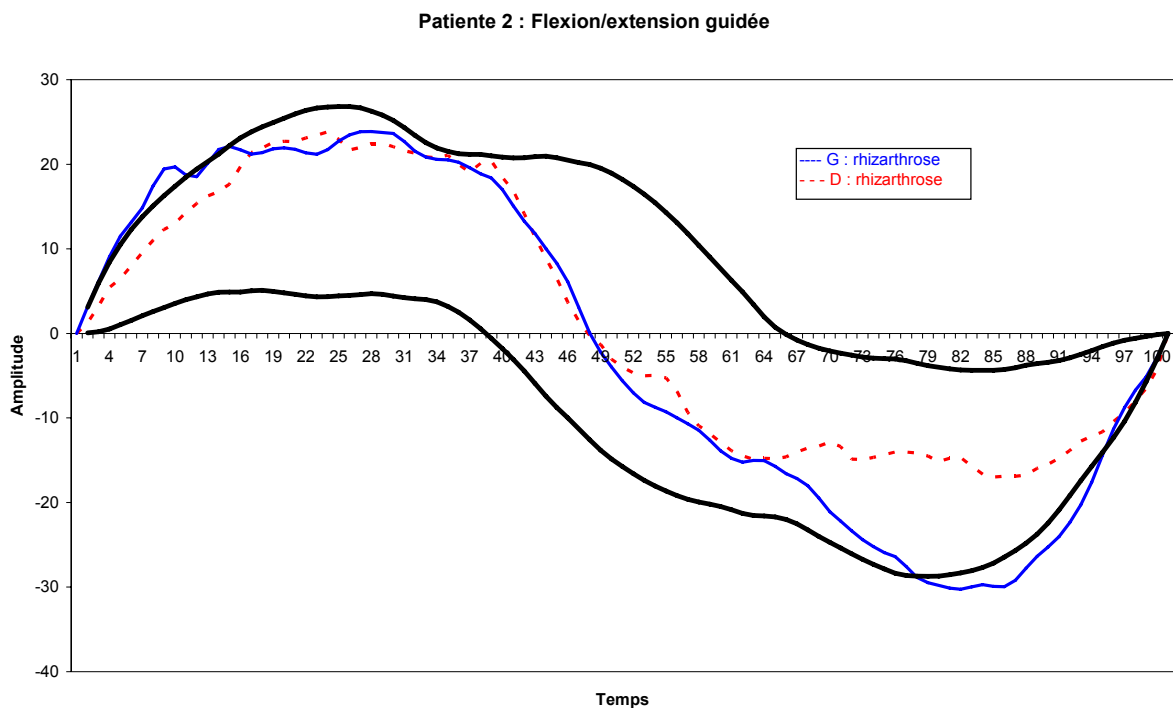
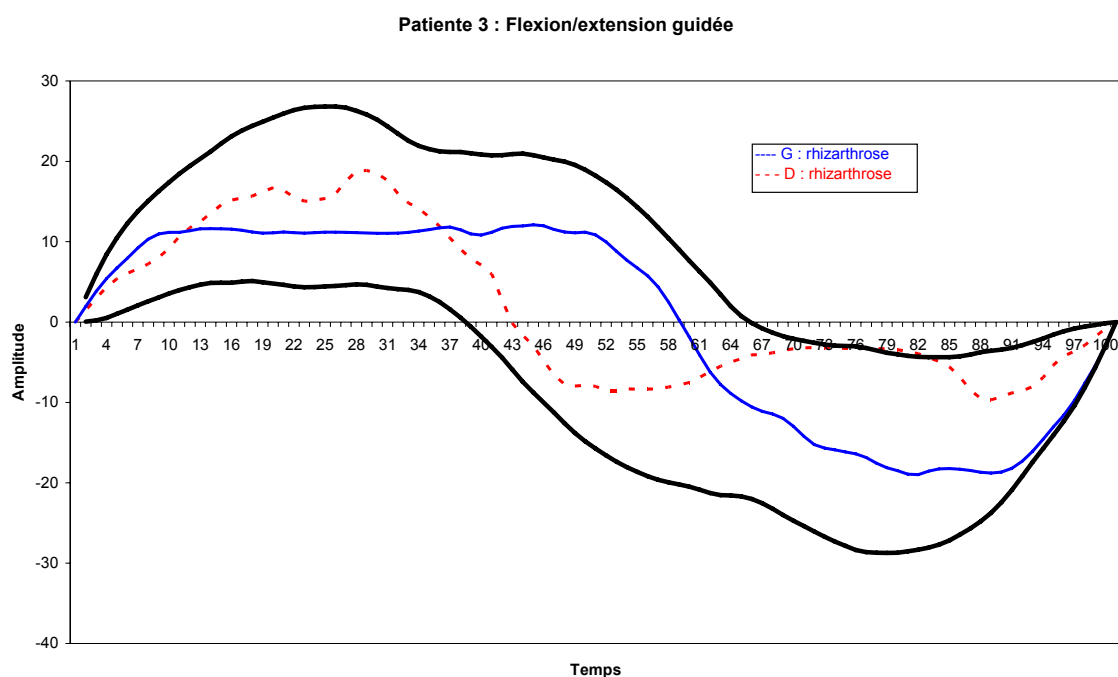


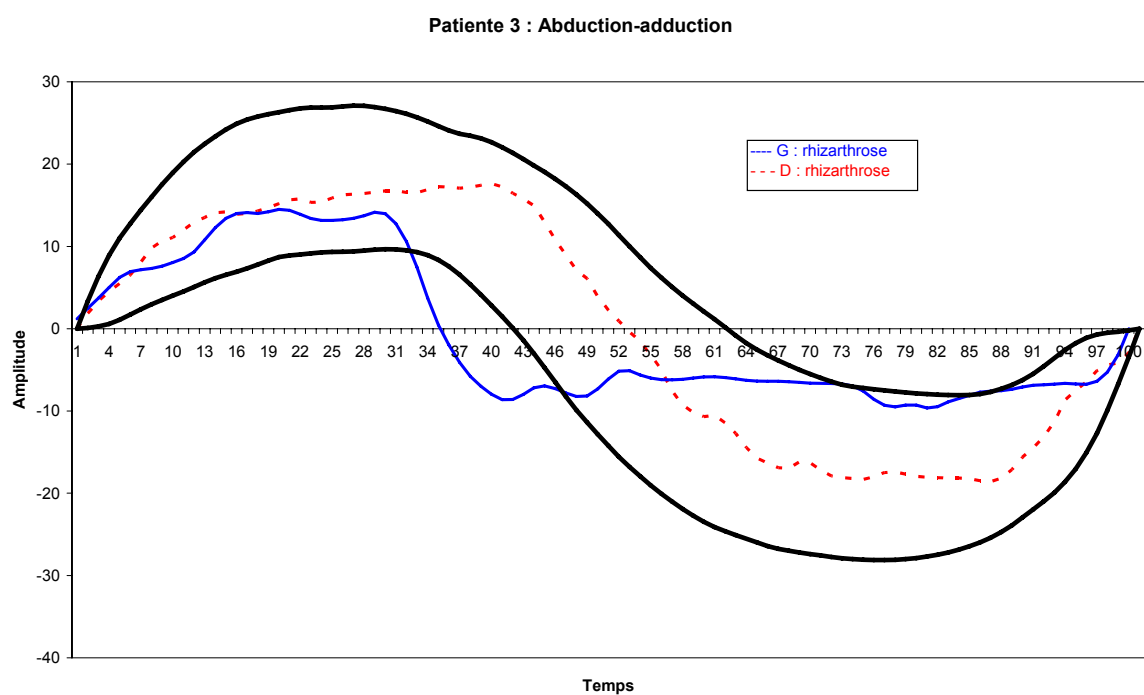
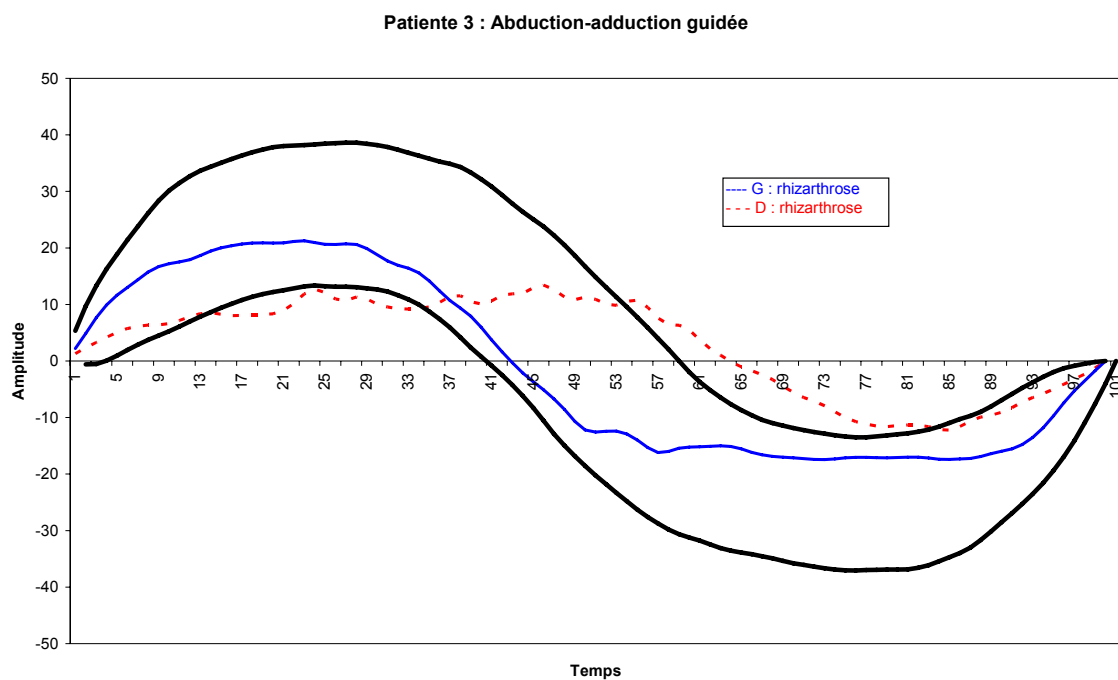
Figure 40 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose bilatérale. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements d'abduction du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.



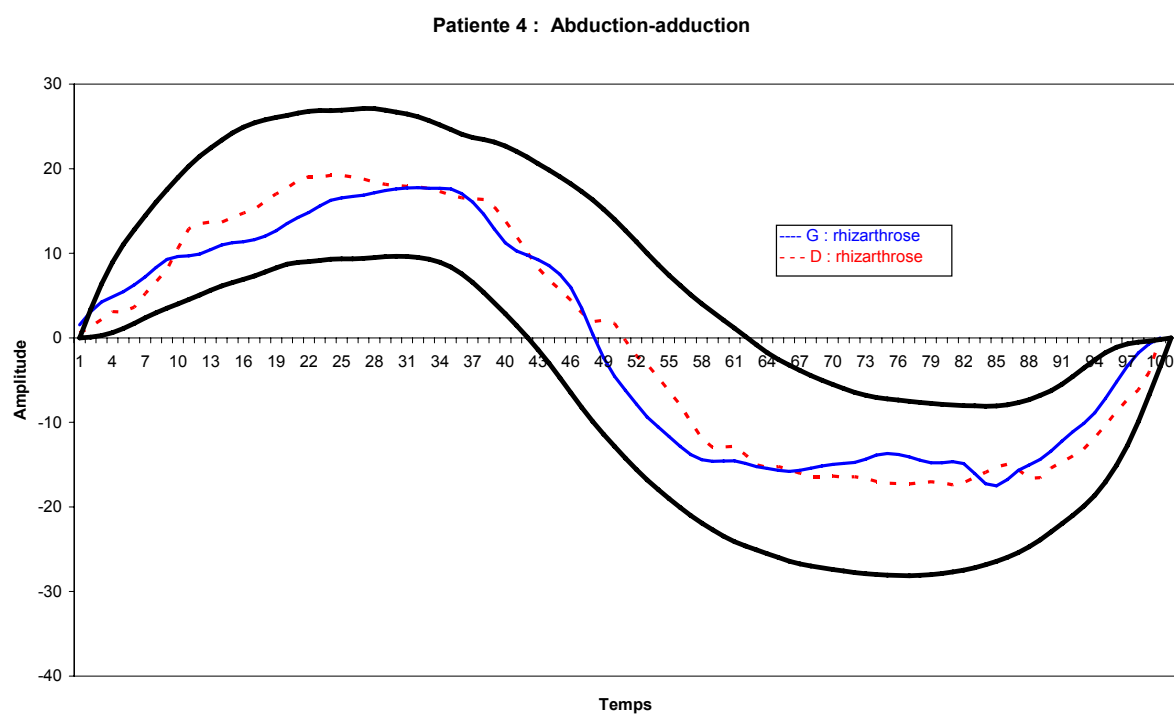
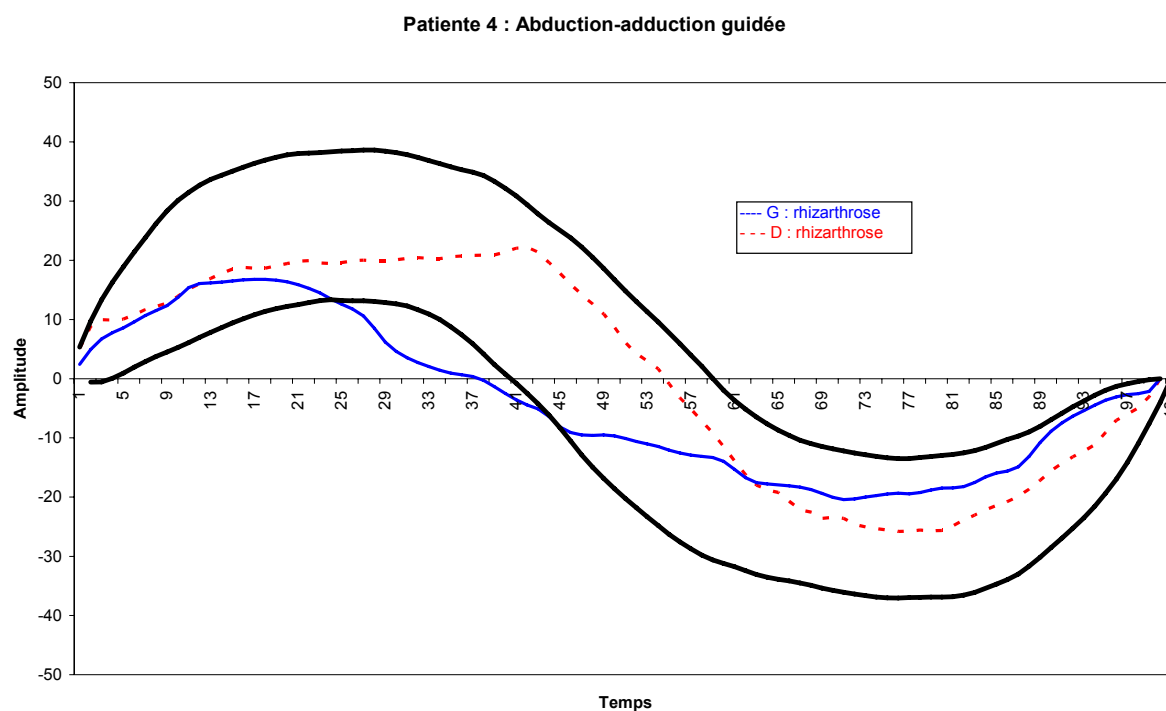
**Figure 41 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose bilatérale. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



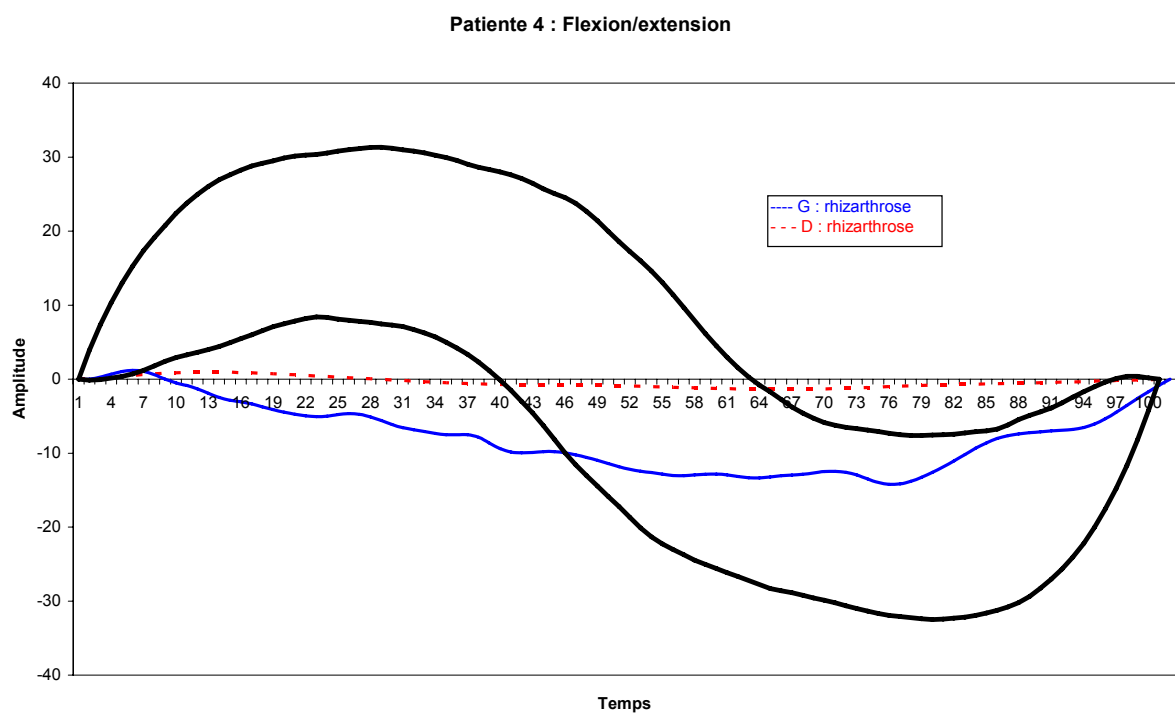
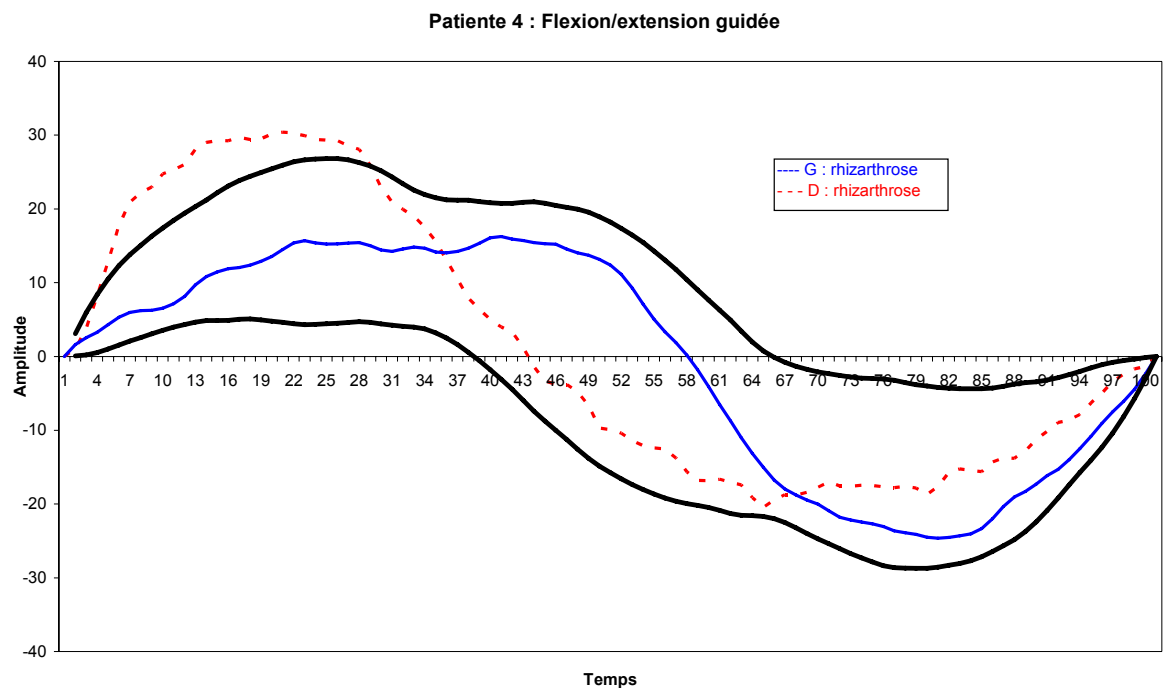
**Figure 42 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose bilatérale. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



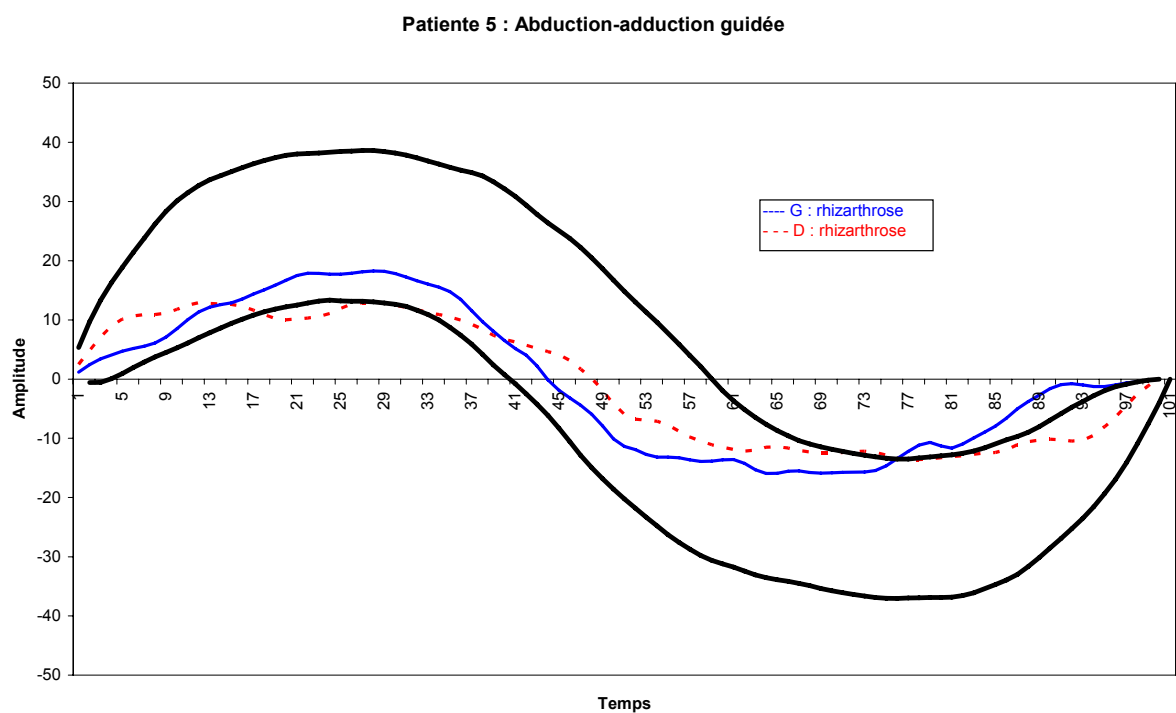
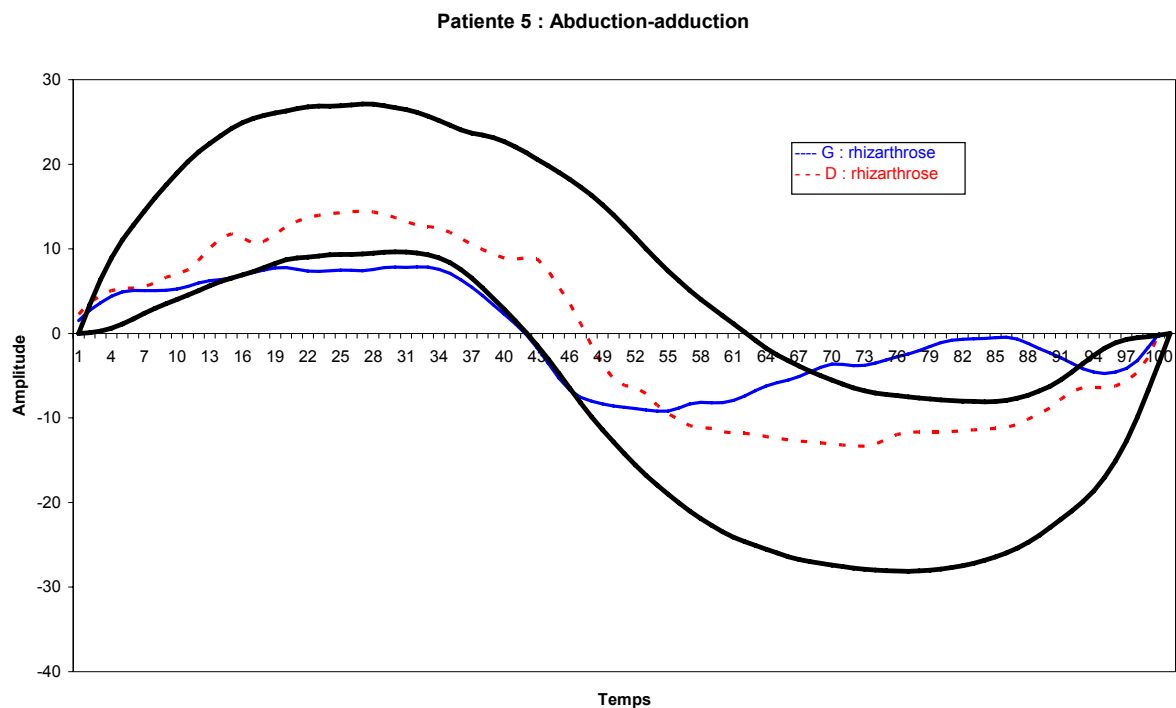
**Figure 43: Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose bilatérale. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements d'abduction du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



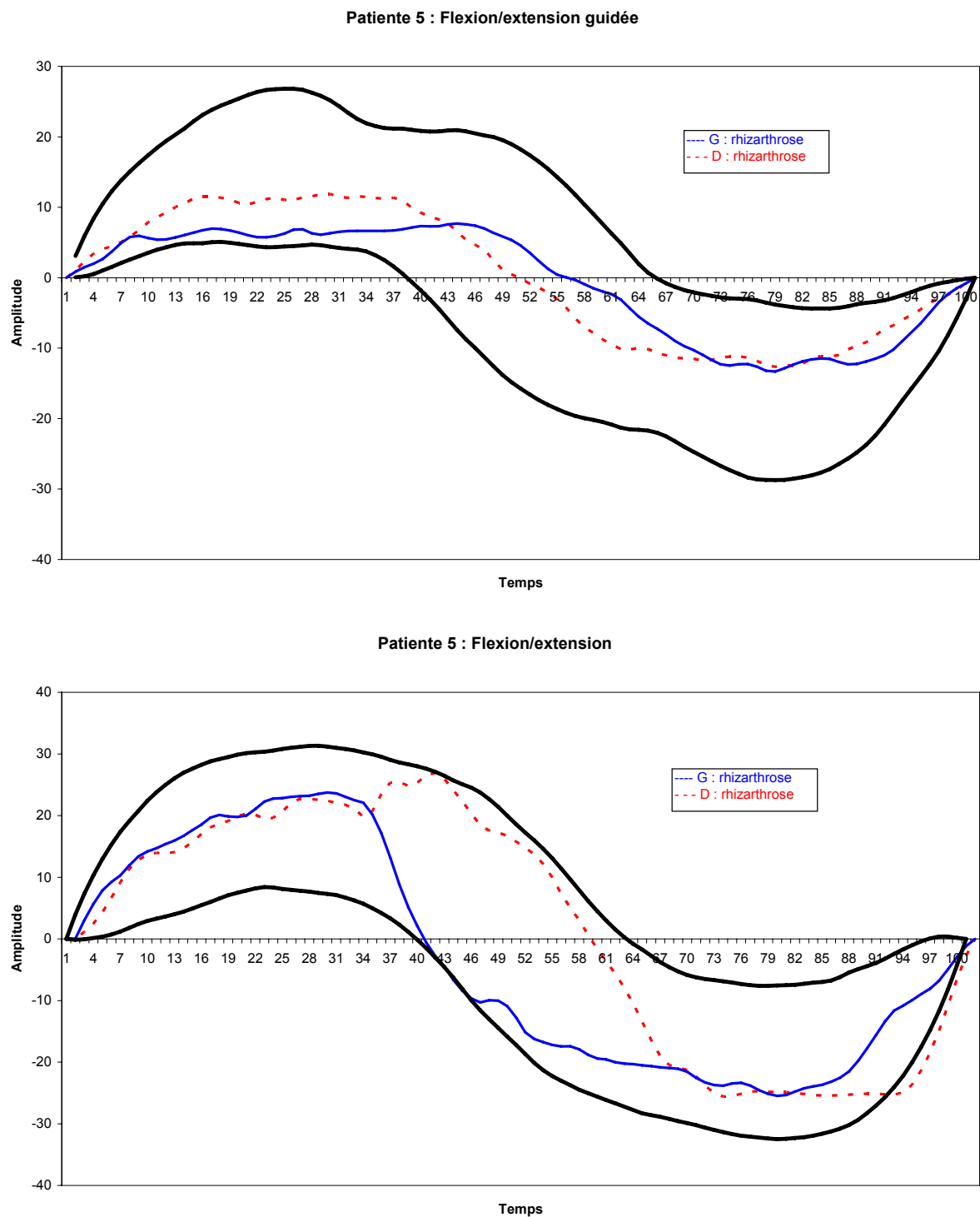
**Figure 44:** Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose bilatérale. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements d'abduction du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.



**Figure 45: Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose bilatérale. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



**Figure 46 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose bilatérale. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements d'abduction du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



**Figure 47 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose bilatérale. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



## Discussion

Peu d'auteurs ont analysé la cinématique *in vivo* de sujets présentant une arthrose TM [39, 42]. Chèze et coll. utilisèrent un système d'analyse optoélectronique (Motion Analysis, Santa Rosa, California) [42]. La face dorsale de la main était immobilisée sur une planchette. Une attelle est fixée sur le pouce afin d'immobiliser les articulations métacarpophalangienne et interphalangienne. Les amplitudes maximales étaient calculées à partir de deux mouvements : la circumduction et la flexion-extension. Une série de référence fut constituée de 12 sujets sains et un seul sujet présentant une rhizarthrose débutante fut analysé. Chez ce dernier, la comparaison fut réalisée entre les mains droite et gauche. Seule la flexion fut diminuée du côté atteint. Néanmoins, aucune étude statistique ne peut être réalisée sur un seul patient. De plus, la comparaison entre les deux mains d'un même sujet atteint d'une rhizarthrose est discutable car cette pathologie est très fréquemment bilatérale [3]. Néanmoins, les auteurs utilisèrent ce sujet pathologique afin de vérifier la précision de la méthode de calcul. Miura et coll. réalisèrent un protocole d'analyse à partir de clichés fluoroscopiques [39]. Celui-ci permettait de connaître les positions des centres de rotation des mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction et de comparer 14 sujets sains et huit sujets pathologiques. Néanmoins la circumduction ne pouvait être analysée par ce protocole. C'est, d'après notre série, un paramètre important puisque l'amplitude significativement est plus faible chez les sujets arthrosiques. Contrairement à notre série, la limitation des mobilités concerne la flexion-extension dans l'étude de Miura et coll. [39]. Dans notre série seule l'abduction-adduction est limitée chez les sujets arthrosiques. Cette différence peut s'expliquer par la différence de taille de l'échantillon de sujets sains et pathologiques entre notre étude et celle de Miura et coll.

Notre série montre l'existence d'une limitation de l'amplitude d'abduction-adduction dans le cadre d'une arthrose TM. De plus, le mouvement de circumduction est limité car les deux angles, représentant le débattement angulaire des axes de l'ellipse, sont plus faibles chez les sujets arthrosiques. Ces modifications globales de mobilité sont confirmées par les courbes de mobilité. En effet, même si les courbes sont situées dans les limites du corridor, elles semblent globalement émoussées témoignant d'une diminution des mobilités.

Néanmoins, la distance et l'angle entre les axes de rotation semblent inchangés lors d'une atteinte dégénérative. Ce résultat peut paraître surprenant mais il faut dans un premier temps considérer la petite taille de l'échantillon de sujets arthrosiques. De plus, la variabilité des amplitudes et des paramètres concernant les axes de rotation doit évidemment être considérée

dans la comparaison des sujets sains et pathologiques. D'autre part, dans le cadre de l'arthrose TM, il existe une usure conjointe ostéocartilagineuse du trapèze et du premier métacarpien ainsi qu'une laxité ligamentaire accentuée. Ces modifications complexes peuvent aboutir à une conservation globale de la position des axes de rotation. Néanmoins, Miura et coll. montrent un déplacement postérieur du centre de rotation de flexion-extension [39].

## **Conclusion**

Notre étude a permis de mettre en évidence des modifications des paramètres cinématiques chez les sujets atteints d'arthrose TM. En effet, les amplitudes de circumduction et d'abduction-adduction sont diminuées chez les sujets pathologiques par rapport aux sujets sains. La conservation des mobilités de l'articulation TM dans le cadre de la rhizarthrose demeure donc une impression clinique liée à l'insuffisance des moyens d'évaluation. Ce protocole d'analyse cinématique *in vivo* de l'articulation TM va permettre l'étude postopératoire des patients atteints de rhizarthrose. L'évaluation précise des amplitudes et des paramètres cinématiques après une arthroplastie TM ou une trapézectomie devient actuellement possible.

## **Références**

Les références sont regroupées dans le chapitre « Références »

## **8.2 Etude cinématique sur sujets opérés**

## Résumé

**Objectifs :** L'arthrose trapézo-métacarpienne est fréquente et nécessite parfois un traitement chirurgical en l'absence d'efficacité du traitement médical. Deux types d'intervention prédominent pour traiter cette pathologie: l'arthroplastie trapézo-métacarpienne ou la trapézectomie. Cette dernière du fait de l'exérèse du trapèze peut modifier la cinématique articulaire. Néanmoins, aucune technique ne permet de l'évaluer objectivement en pratique clinique courante. L'objectif de notre étude est d'évaluer les amplitudes de l'articulation trapézo-métacarpienne chez les sujets ayant subi une trapézectomie.

**Matériels et méthodes :** Neuf femmes d'âge moyen 56 ans (de 45 à 67) opérées pour une arthrose TM selon une technique de trapézectomie avec ligamentoplastie ont été étudiées à l'aide d'un système optoélectronique. Des attelles furent placées sur la main et le poignet afin de ne mesurer que les mobilités trapézo-métacarpiennes. Les mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction, de circumduction et d'ouverture latérale furent étudiés. Des guides permettant d'accompagner les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction furent utilisés afin d'améliorer la reproductibilité. Les mobilités furent comparées au côté opposé non opéré et à une base de sujets sains féminins.

**Résultats :** Les mobilités moyennes non guidées de l'articulation trapézo-métacarpienne opérée étaient de 47 degrés en flexion-extension, de 46 degrés en abduction-adduction, et de 13 degrés en rotation axiale. Les mobilités moyennes guidées étaient de 36 degrés en flexion-extension, de 50 degrés en abduction-adduction, et de 11 degrés en rotation axiale. L'angle moyen, entre les axes de flexion-extension et d'abduction-adduction était de 89 degrés. La distance  $d$  moyenne entre les axes était de 3 millimètres. Aucune différence significative n'a été mise en évidence concernant les amplitudes articulaires et les paramètres de l'articulation entre le côté opéré et le côté controlatéral. Les sujets opérés ont une mobilité de circumduction et de flexion-extension significativement inférieure aux sujets féminins sains.

**Discussion et conclusion :** La réalisation du protocole d'analyse cinématique chez des patients opérés d'une arthrose trapézo-métacarpienne montre que cette analyse est possible dans le suivi clinique postopératoire. Notre étude ne montre pas de modification des mobilités par rapport au côté controlatéral mais une diminution de mobilité pour certains mouvements par rapport aux sujets sains après trapézectomie. Néanmoins, l'échantillon analysé est de petite taille. C'est pourquoi, cette étude mérite une analyse sur une population plus importante de sujets arthrosiques.

## Introduction

L'arthrose de l'articulation trapézométacarpienne (TM) ou rhizarthrose est fréquente et justifie parfois un traitement chirurgical notamment en cas d'échec du traitement médical. Le traitement chirurgical consiste à remplacer l'articulation TM par une prothèse ou à réséquer le trapèze (trapézectomie) afin de supprimer les conflits TM. Cette dernière intervention est parfois associée à une reconstruction ligamentaire (ligamentoplastie) afin de remplacer les ligaments dégénératifs. Néanmoins, l'anatomie de l'articulation TM demeure modifiée après une trapézectomie. L'objectif de notre étude est d'évaluer la cinématique *in vivo* de la « néoarticulation » TM après trapézectomie. Nous utiliserons, pour cela, le protocole validé dans les chapitres précédents.

## Matériel et méthodes

Neuf femmes d'âge moyen 56 ans (de 45 à 67) opérées d'une arthrose TM, selon la technique de trapézectomie avec ligamentoplastie au fléchisseur radial du carpe, ont été étudiées. Le recul moyen de l'intervention lors de l'analyse cinématique était de 8 mois (de 6 à 25 mois). La description du système de mesure et du protocole est décrite dans le chapitre général « Matériels et Méthodes ».

Les paramètres TM après trapézectomie ont été comparés au côté arthrosique afin de simuler l'état préopératoire de la main opérée. Ils ont été aussi comparés à la base de données de sujets sains féminins présentée préalablement. Le test non paramétrique de Wilcoxon a été utilisé pour cette comparaison, les différences étaient considérées comme significatives si  $p < 0.05$ .

## Résultats

### *Amplitudes articulaires*

Les amplitudes moyennes en flexion-extension non guidée et guidée étaient respectivement de 47 degrés ( $\pm 9$ ) et de 36 degrés ( $\pm 8$ ). Les amplitudes moyennes d'abduction-adduction non guidée et guidée étaient respectivement de 45 degrés ( $\pm 10$ ) et de 49 degrés ( $\pm 12$ ). Les valeurs moyennes des paramètres de circumduction  $\theta_a$ ,  $\theta_b$ , et  $\beta$  étaient respectivement de

39 ( $\pm 15$ ), 41 ( $\pm 19$ ) et de 54 ( $\pm 5$ ) degrés. Les angles moyens de rotation axiale du pouce non guidée et guidée étaient respectivement de 13 degrés ( $\pm 8$ ) et de 10.7 degrés ( $\pm 9$ ).

#### *Paramètres de l'articulation*

La valeur moyenne de l'angle entre les axes de flexion-extension et d'abduction-adduction était de 89 degrés ( $\pm 23$ ). La distance moyenne entre les deux axes de flexion-extension et d'abduction-adduction était de 4 millimètres ( $\pm 3$ ).

#### *Comparaison avec le coté controlatéral arthrosique*

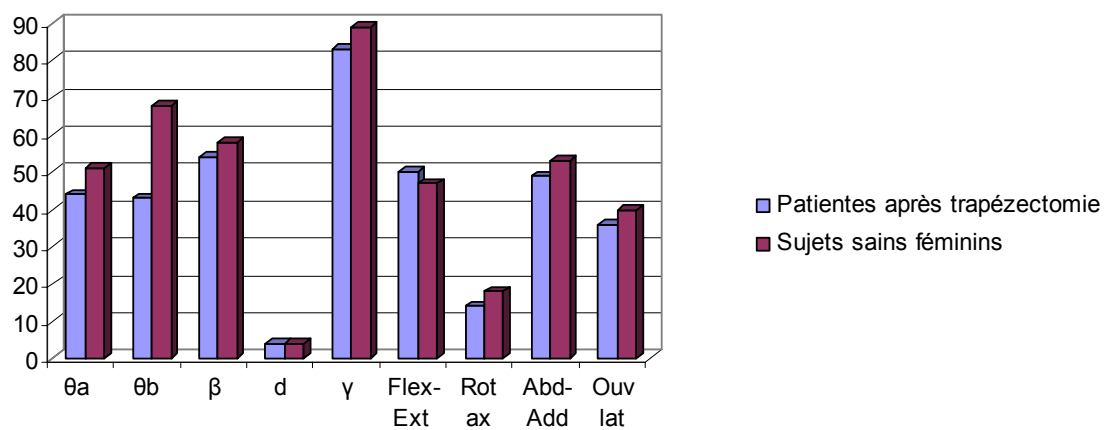
Aucune différence significative n'a été mise en évidence concernant les amplitudes articulaires et les paramètres de l'articulation.

#### *Comparaison avec les sujets sains féminins (Figure 48 à Figure 66 )*

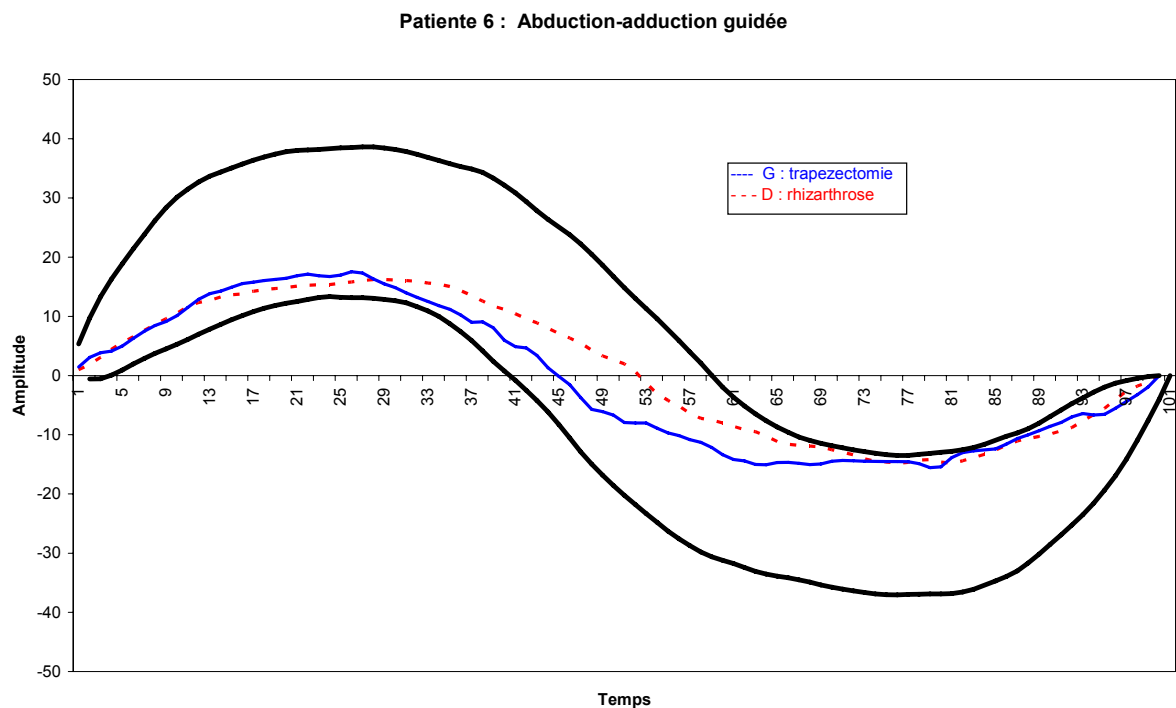
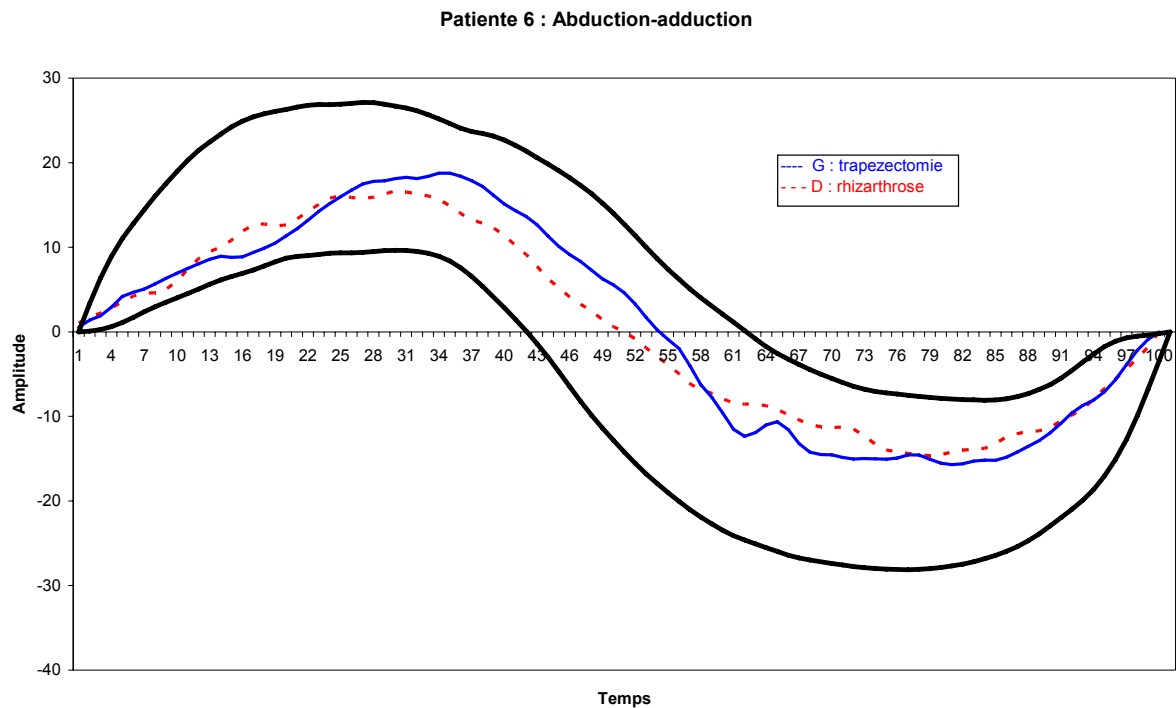
La flexion-extension guidée était significativement plus importante chez les sujets sains par rapport aux sujets ayant eu une trapézectomie ( $p=0.007$ ). L'abduction-adduction non guidée était plus importante chez les sujets sains ( $p=0.05$ ). En ce qui concerne la rotation axiale et l'ouverture latérale, aucune différence significative ne fut mise en évidence entre le groupe de sujets sains féminins et le groupe de trapézectomie.

Le paramètre de circumduction  $\theta_b$  représentant le débattement angulaire du petit axe de l'ellipse était significativement supérieur chez les sujets sains avec  $p= 0.02$ . En ce qui concerne les autres paramètres, aucune différence significative n'a été mise en évidence.

La distance entre les axes de rotation de la flexion-extension et de l'abduction-adduction n'était pas significativement différente entre les deux groupes, de même que l'angle entre ces deux axes.

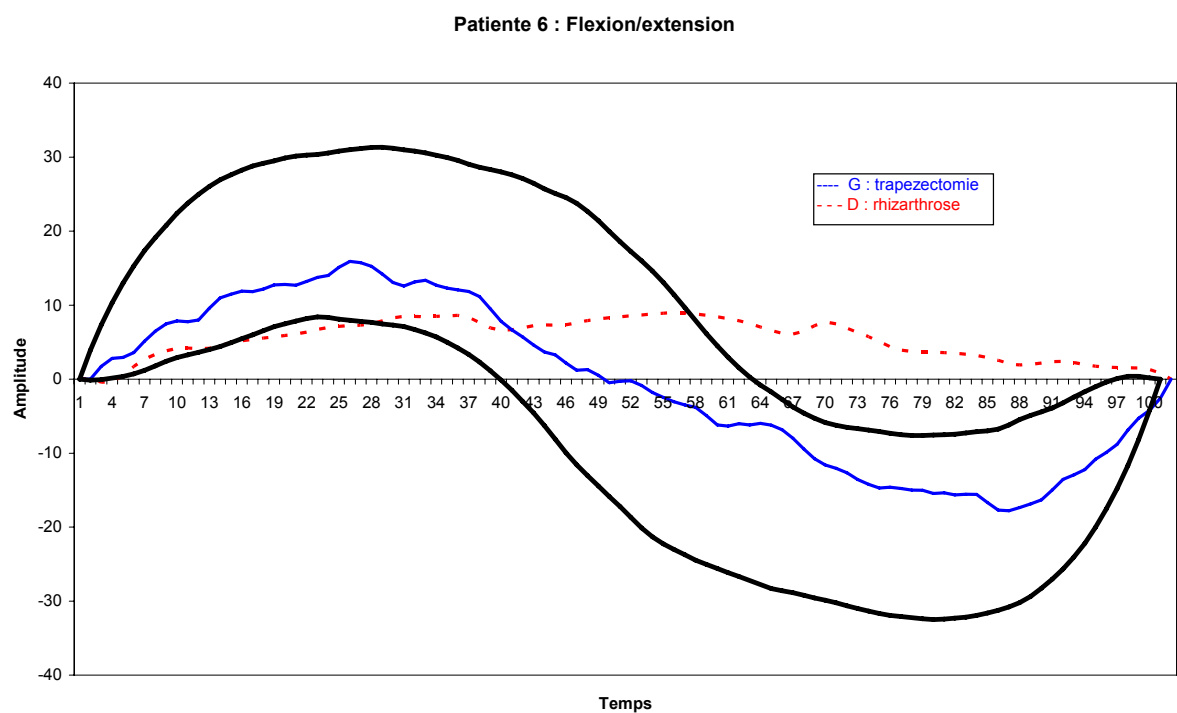
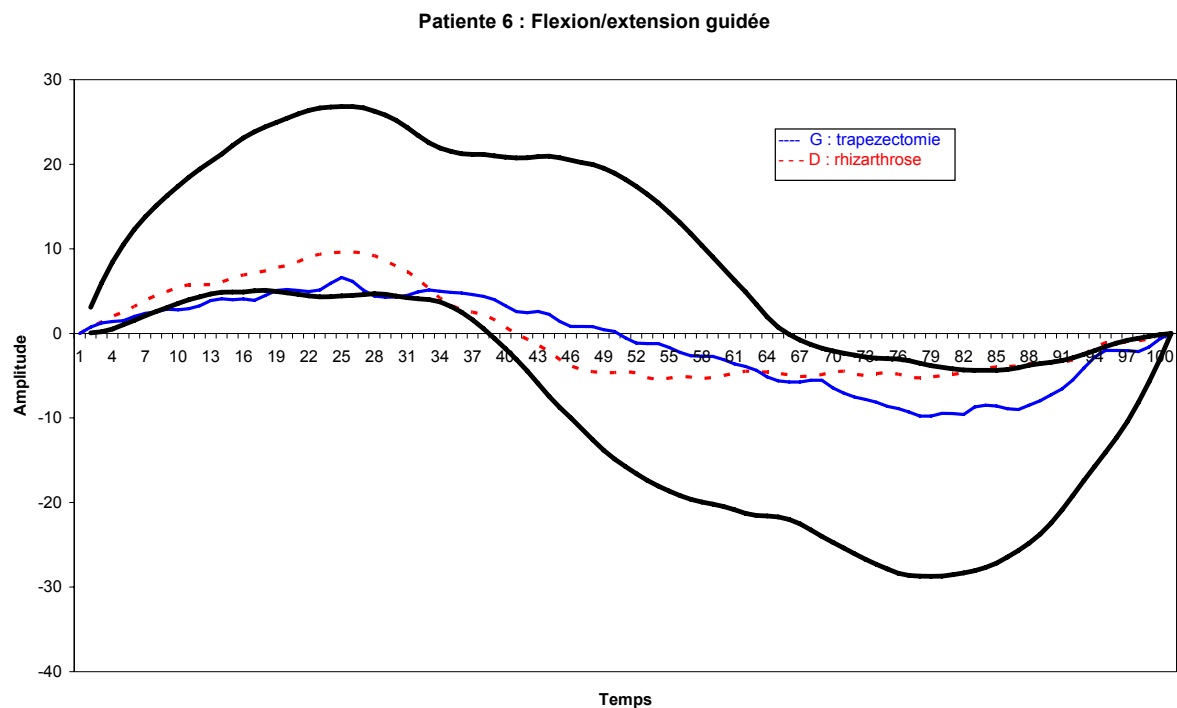


**Figure 48: Comparaison des paramètres des patientes après trapézectomie et des sujets sains féminins**

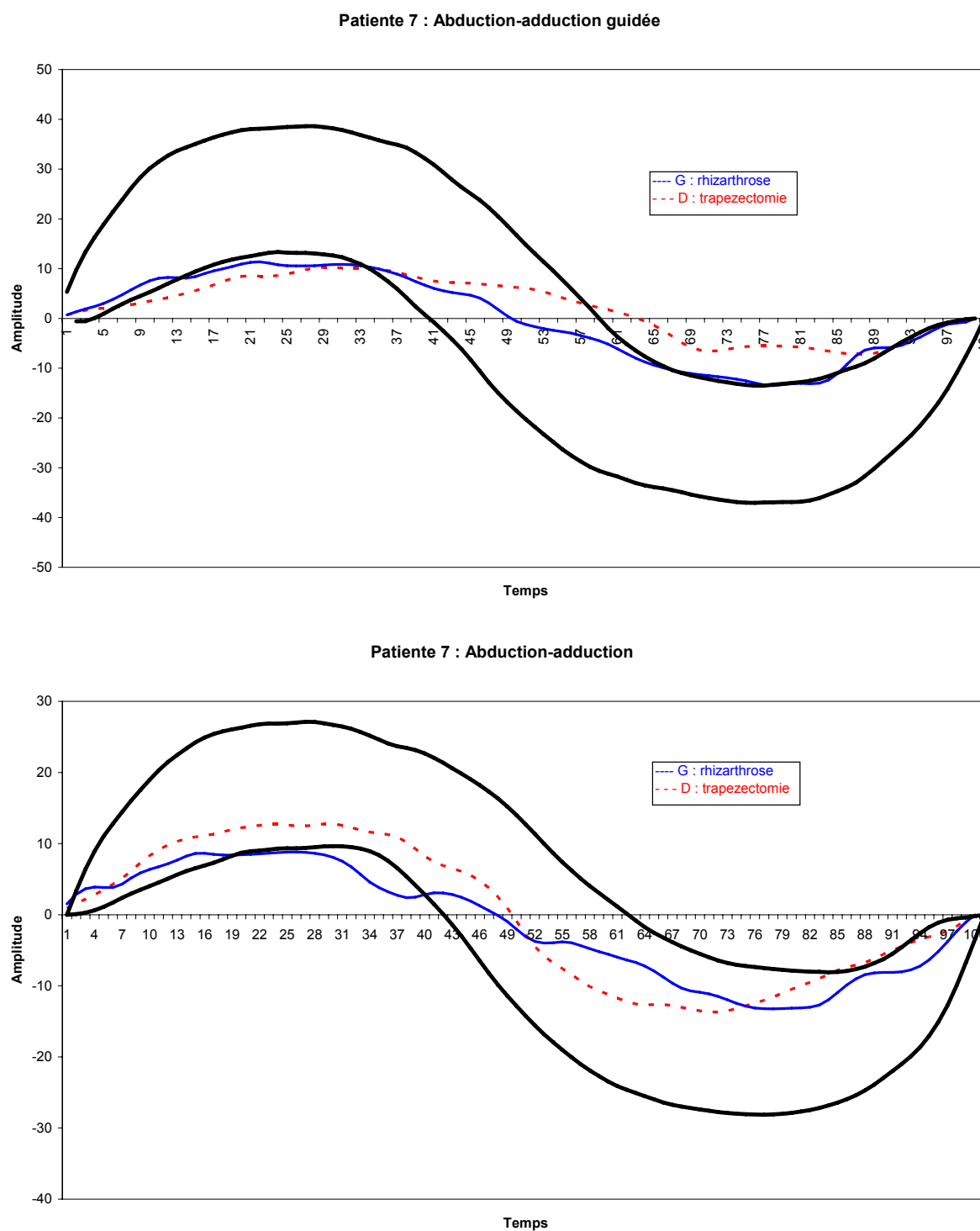


**Figure 49 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose droite et une trapézectomie gauche. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**

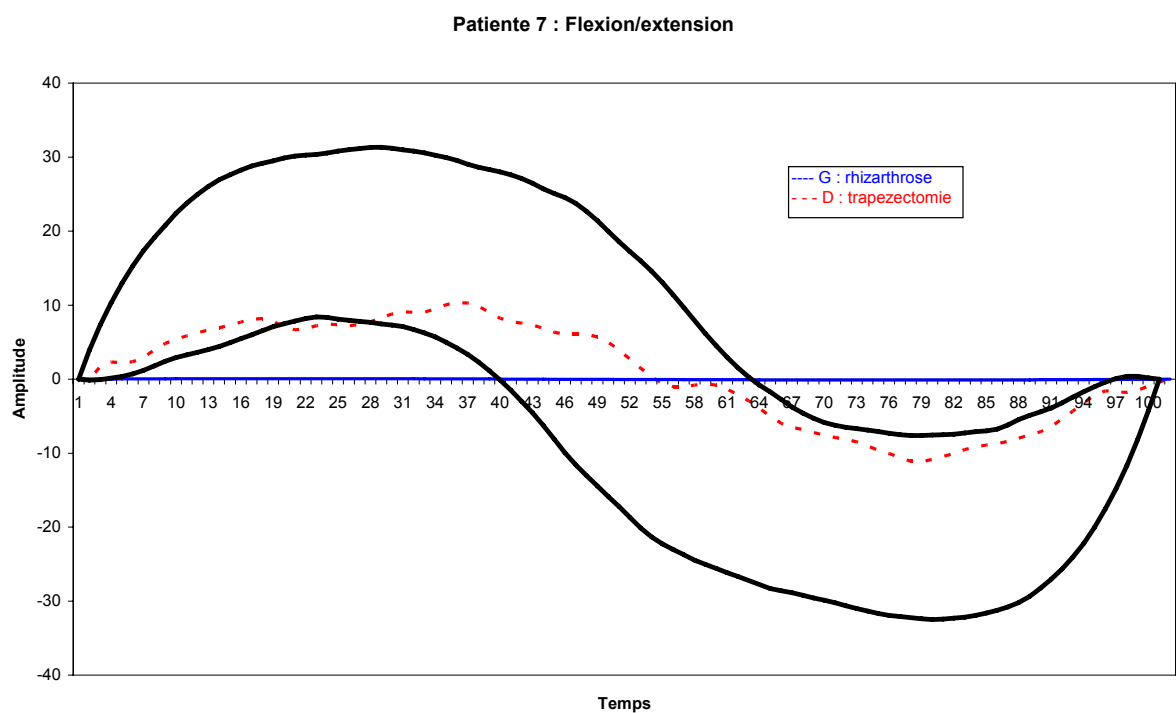
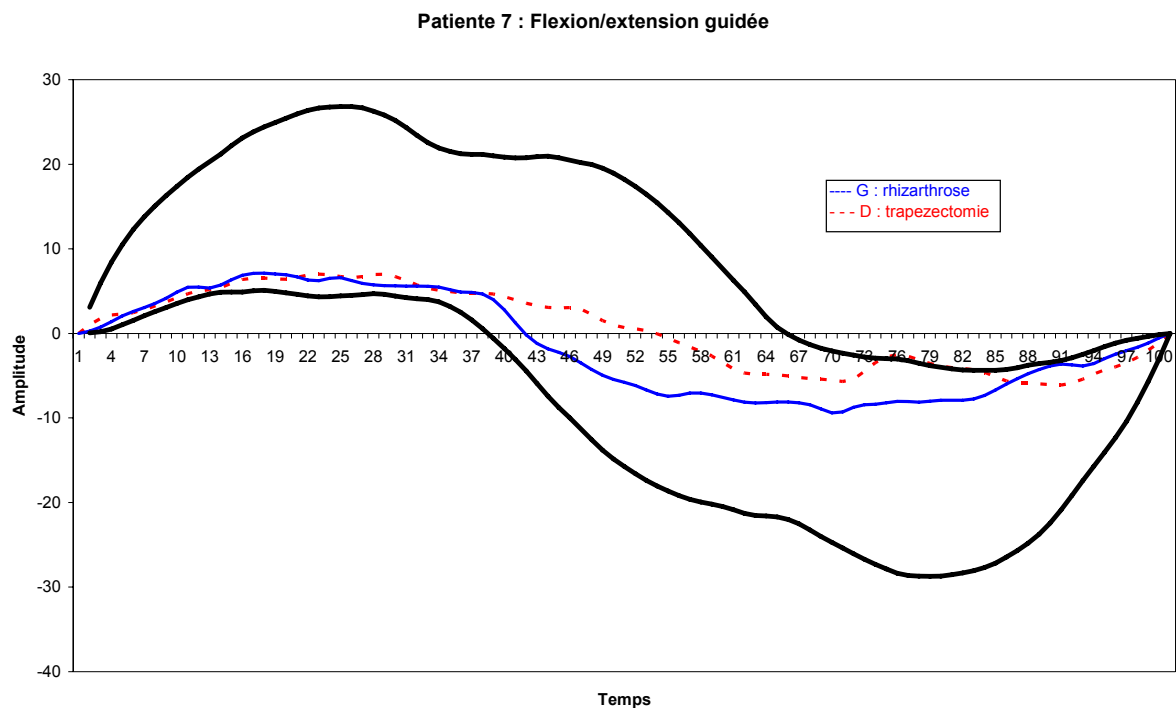




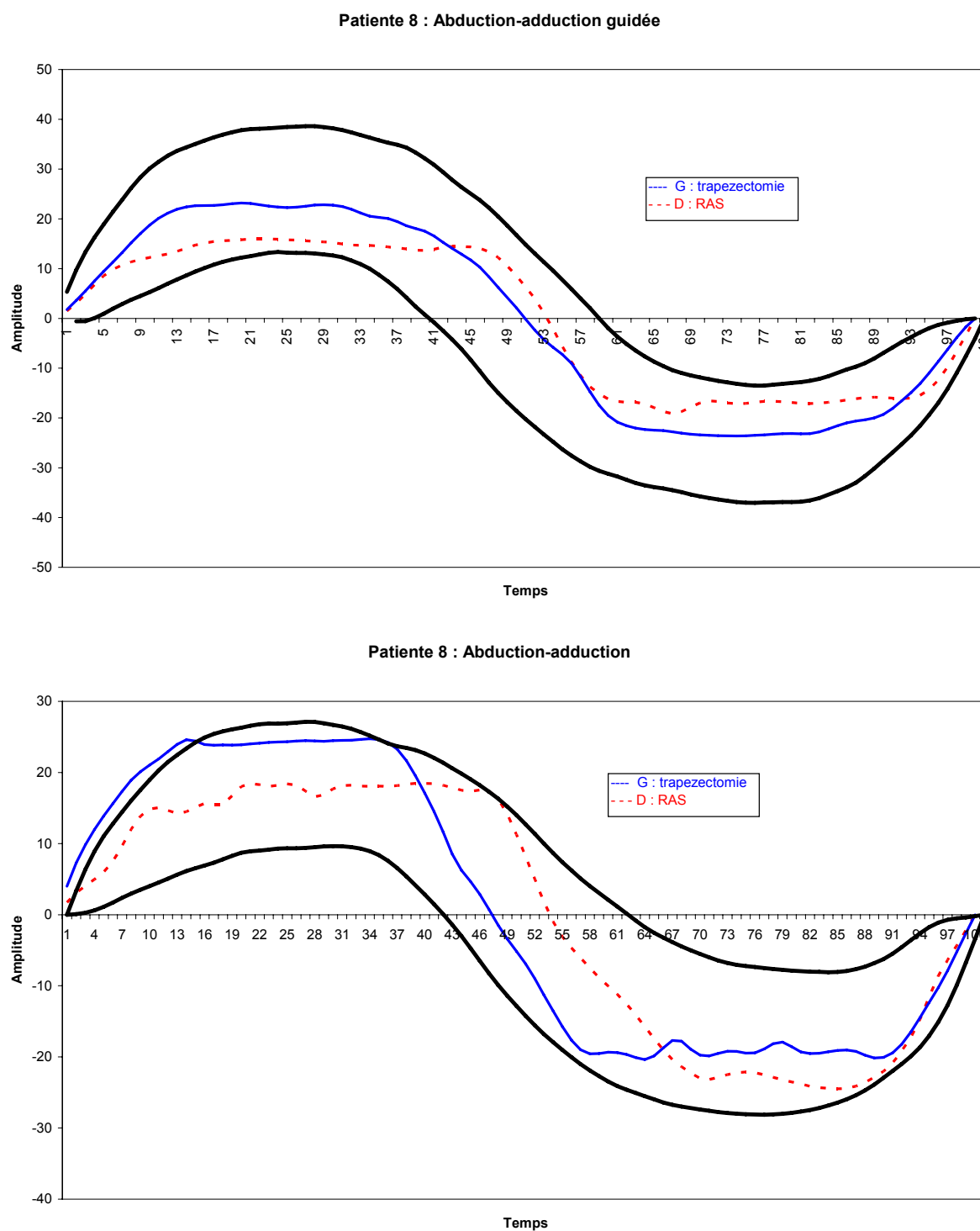
**Figure 50 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose droite et une trapézectomie gauche. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



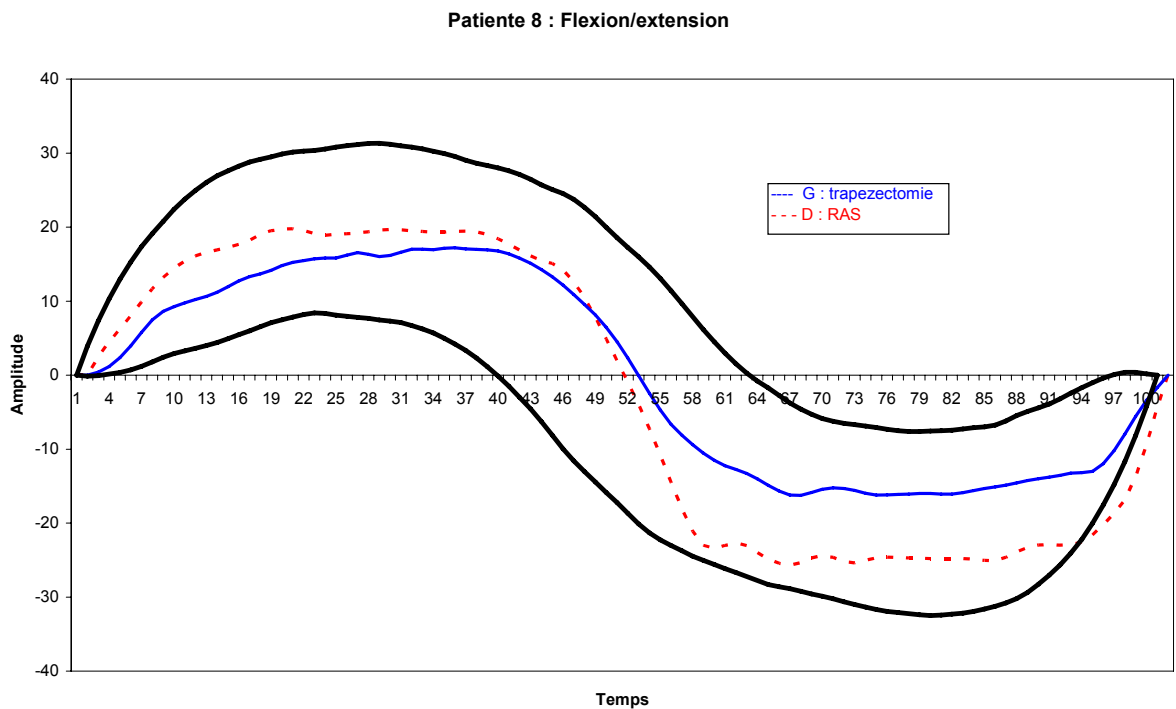
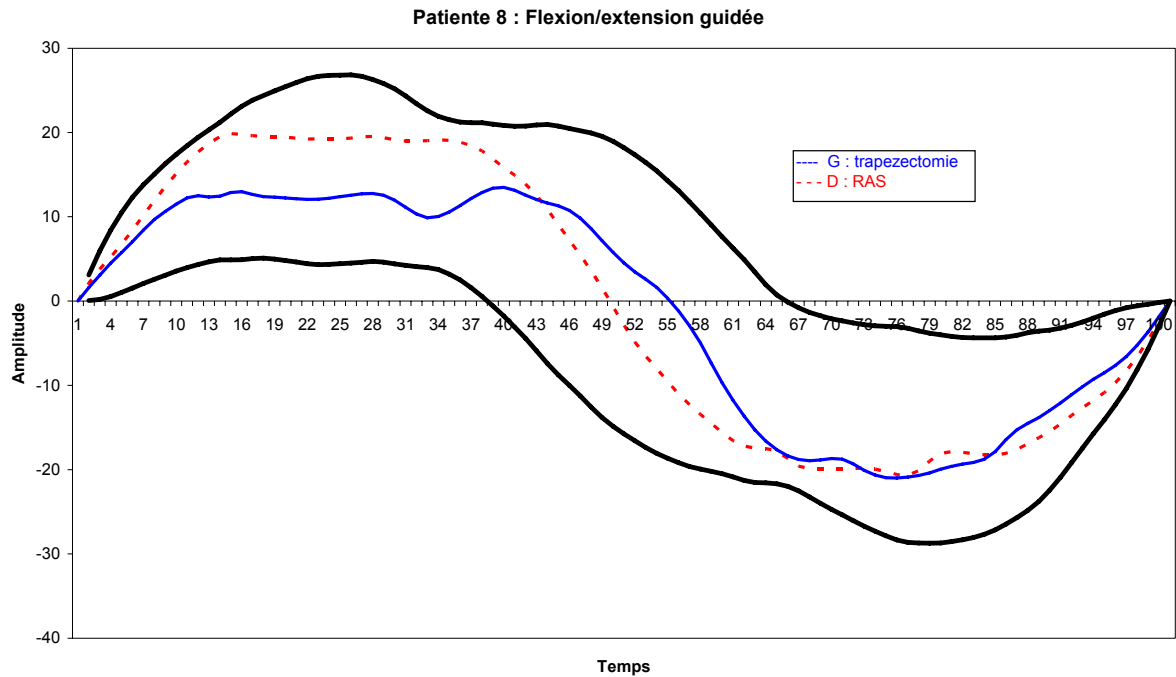
**Figure 51 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose gauche et une trapézectomie droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



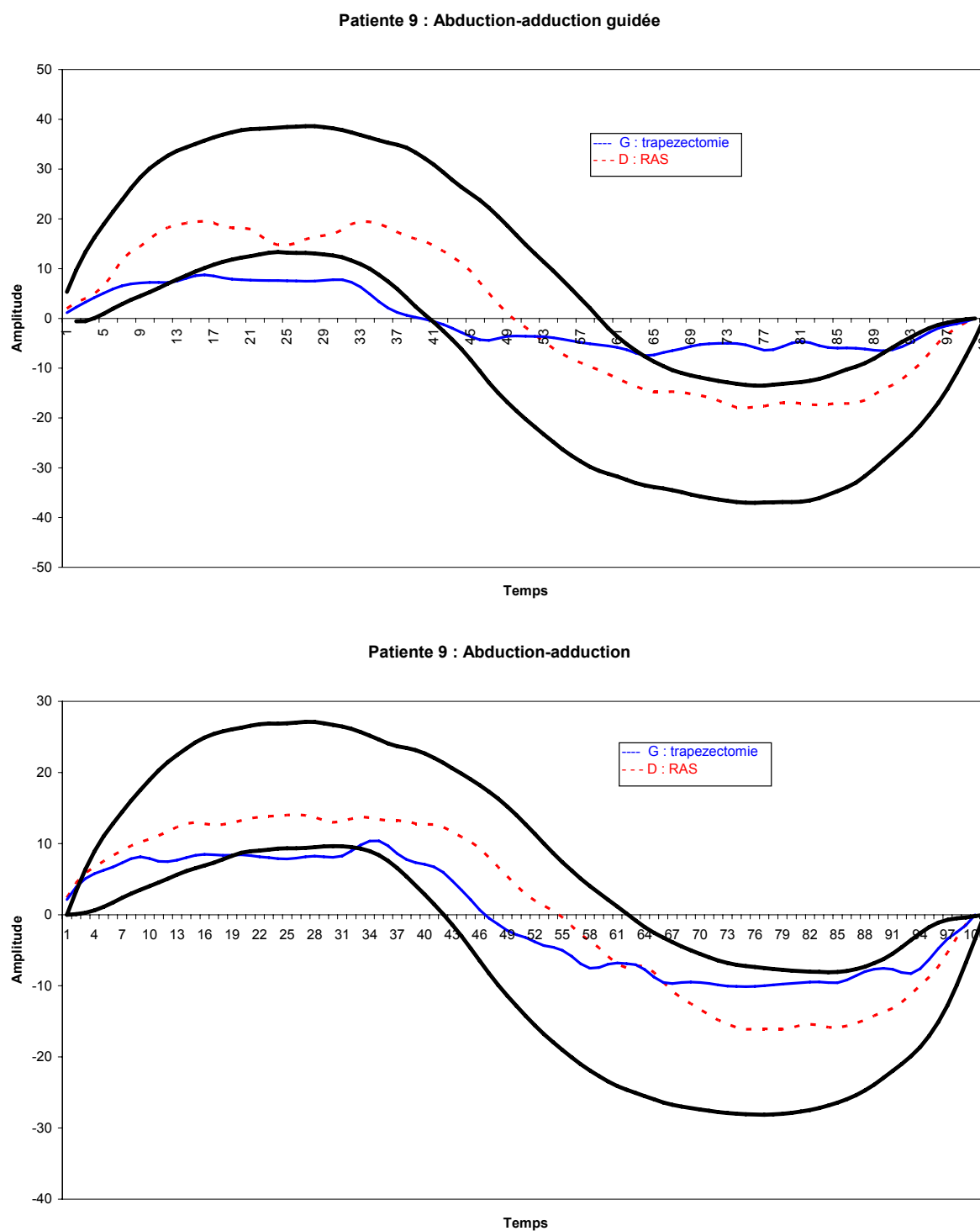
**Figure 52 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose gauche et une trapézectomie droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



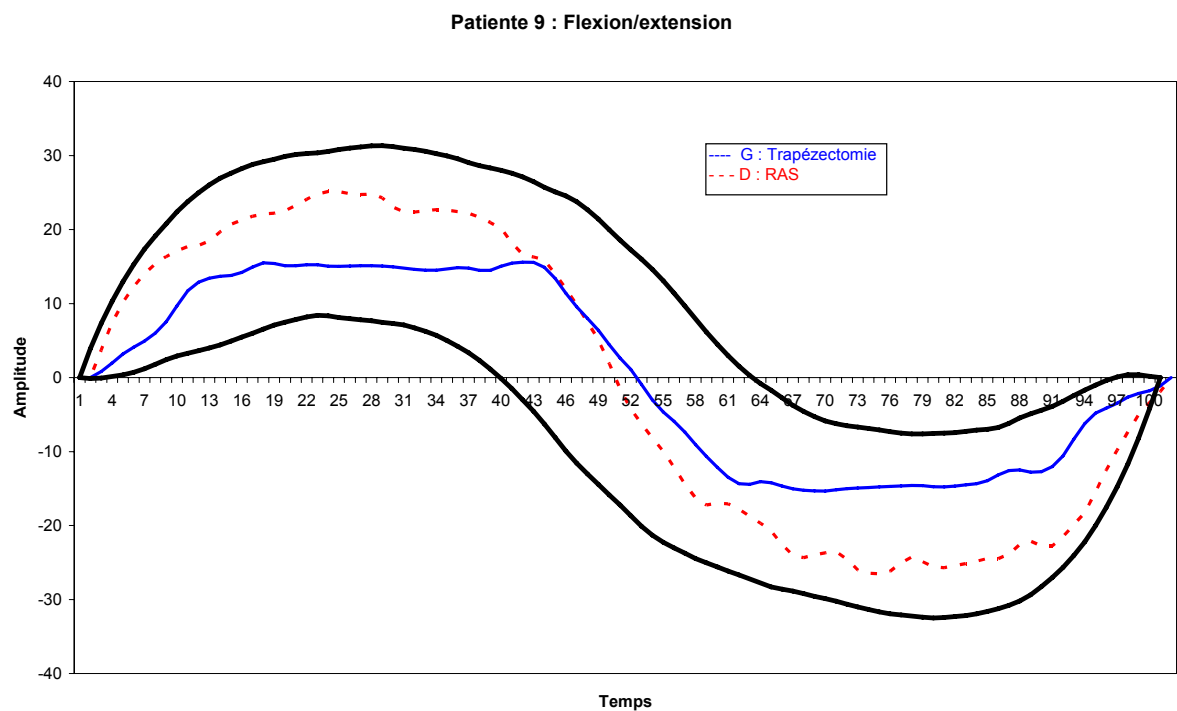
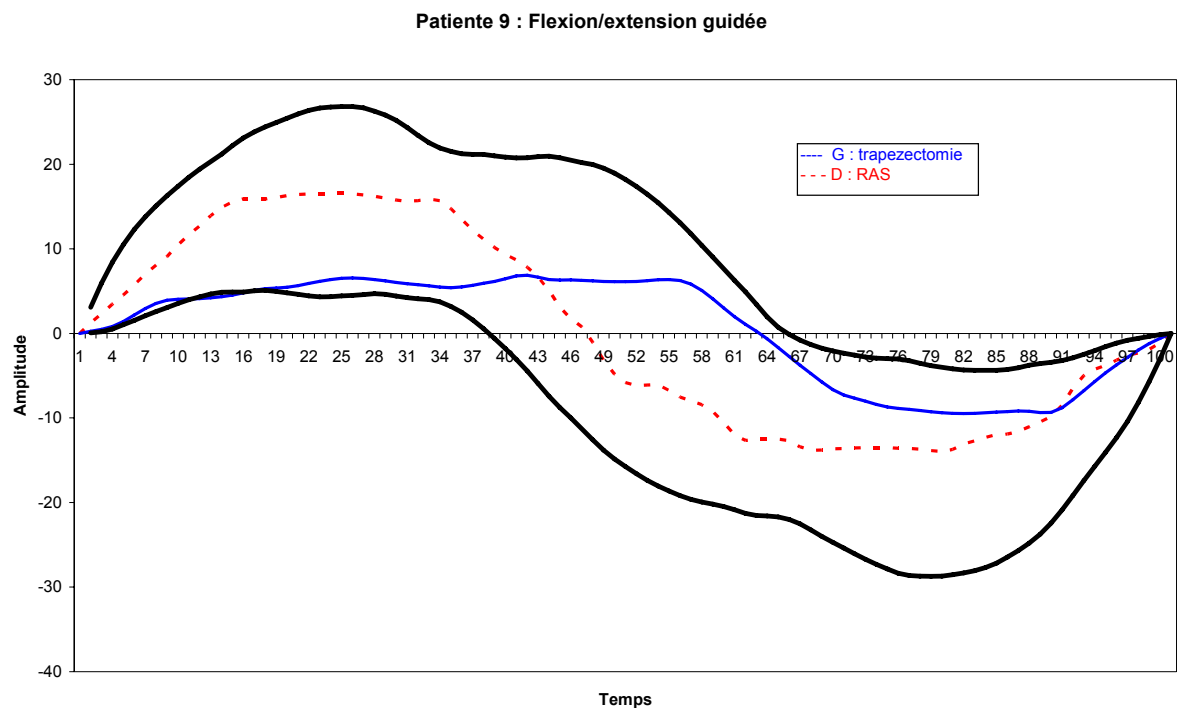
**Figure 53: Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente après une trapéziectomie gauche, l'articulation TM étant normale à droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



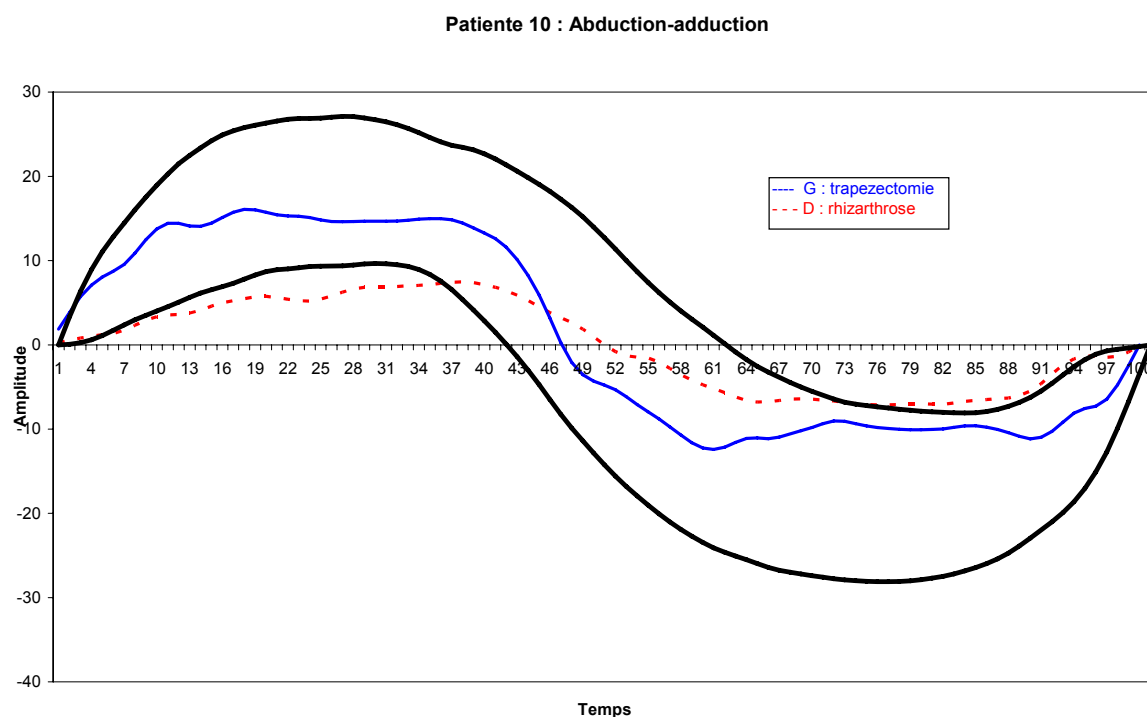
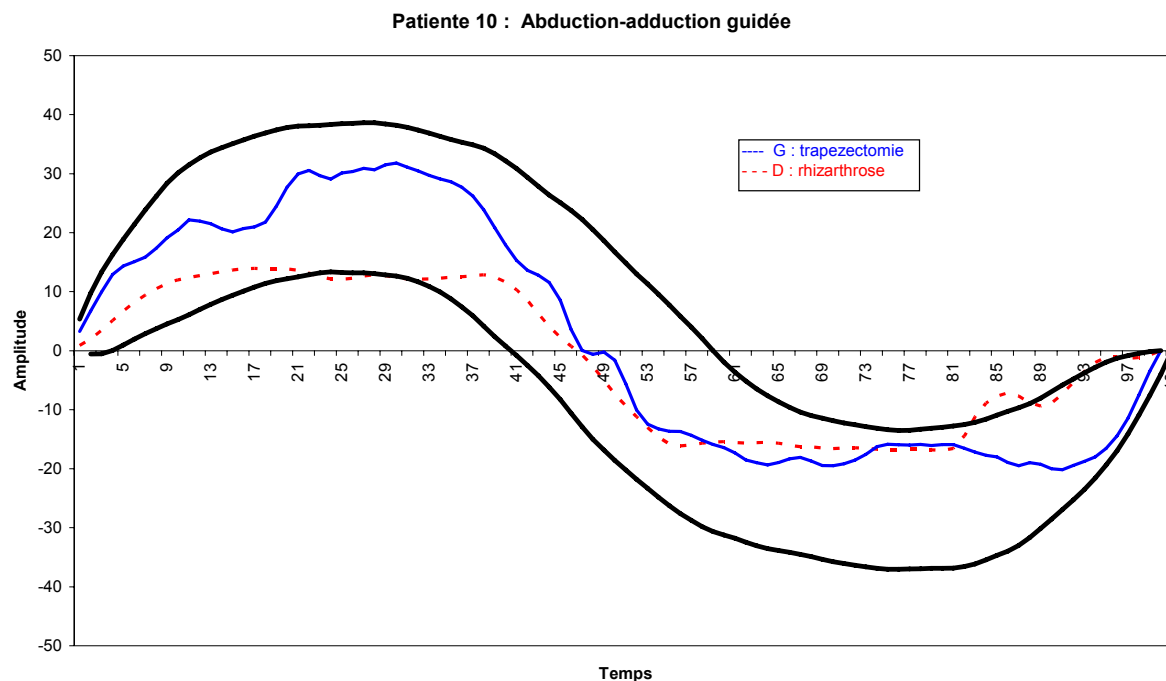
**Figure 54: Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente après une trapéziectomie gauche, l'articulation TM étant normale à droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



**Figure 55: Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente après une trapézectomie gauche, l'articulation TM étant normale à droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**

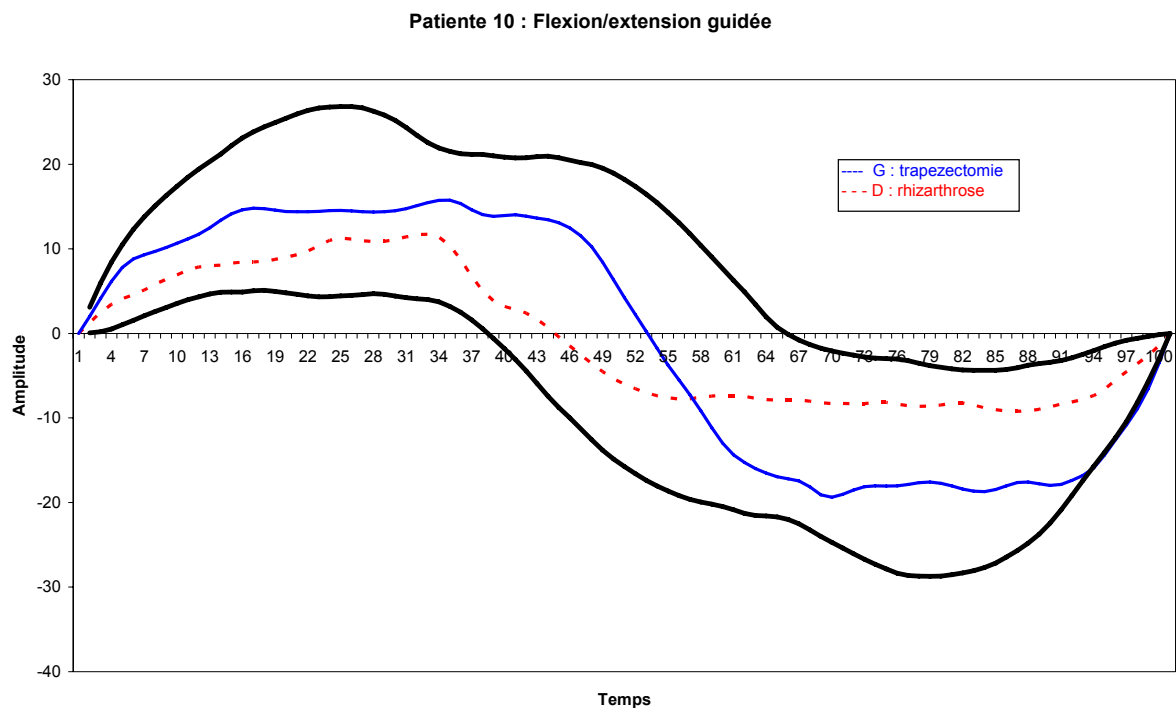


**Figure 56: Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente après une trapézectomie gauche, l'articulation TM étant normale à droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**

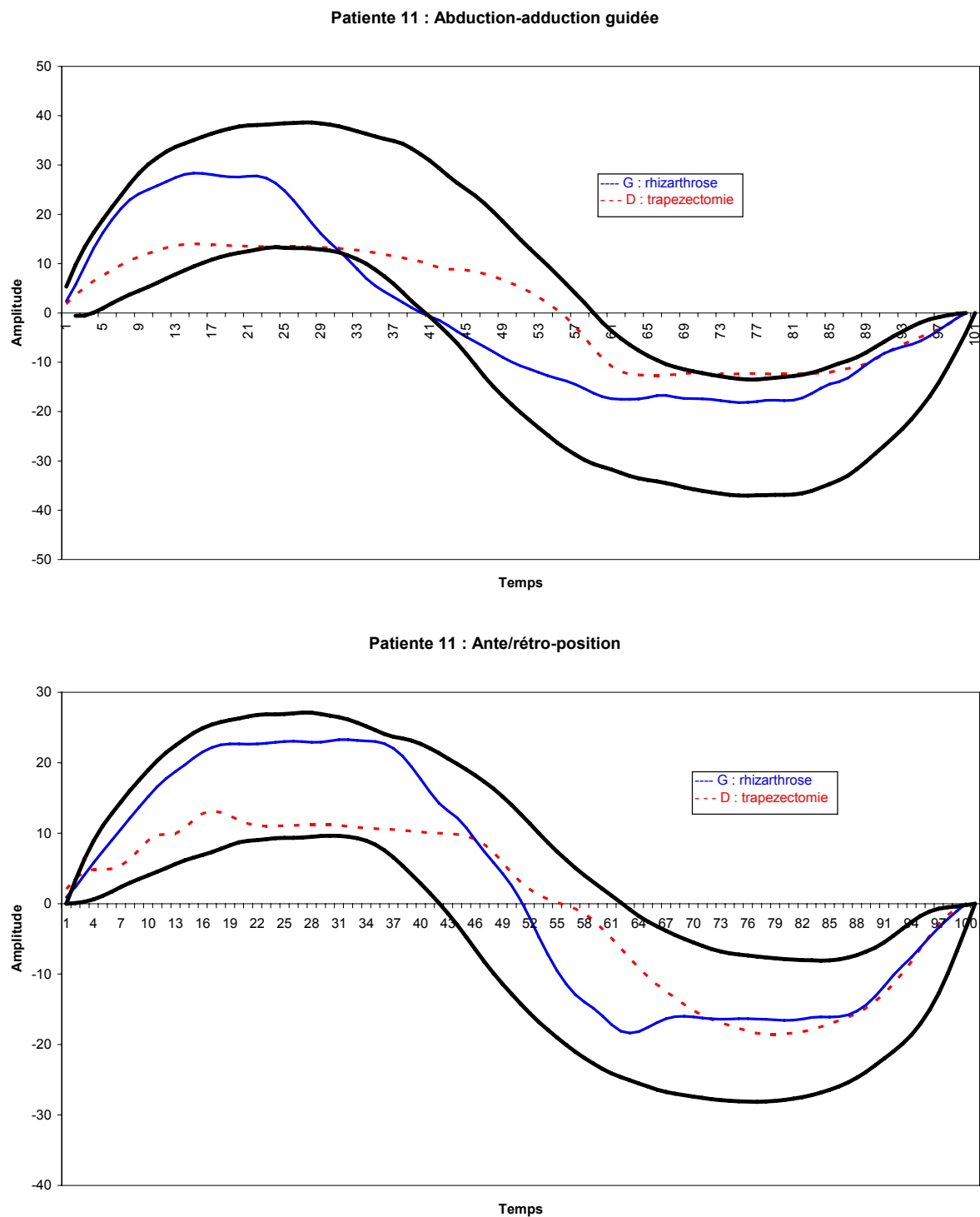


**Figure 57 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose droite et une trapézectomie gauche. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**

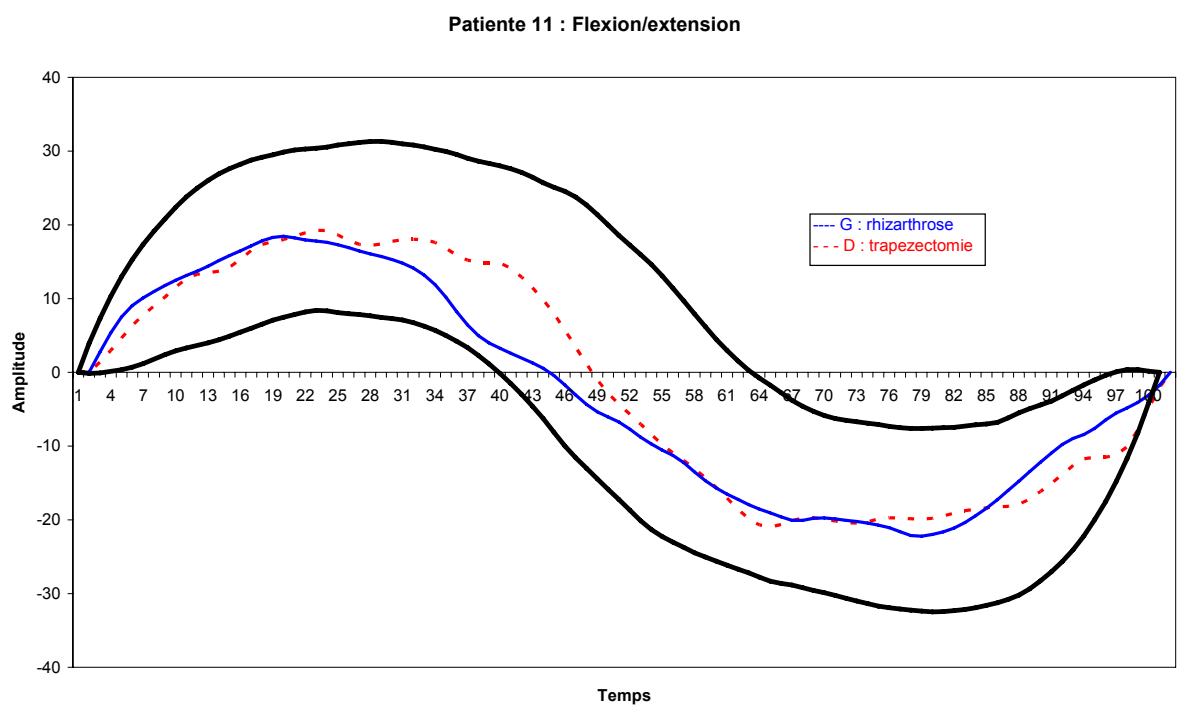
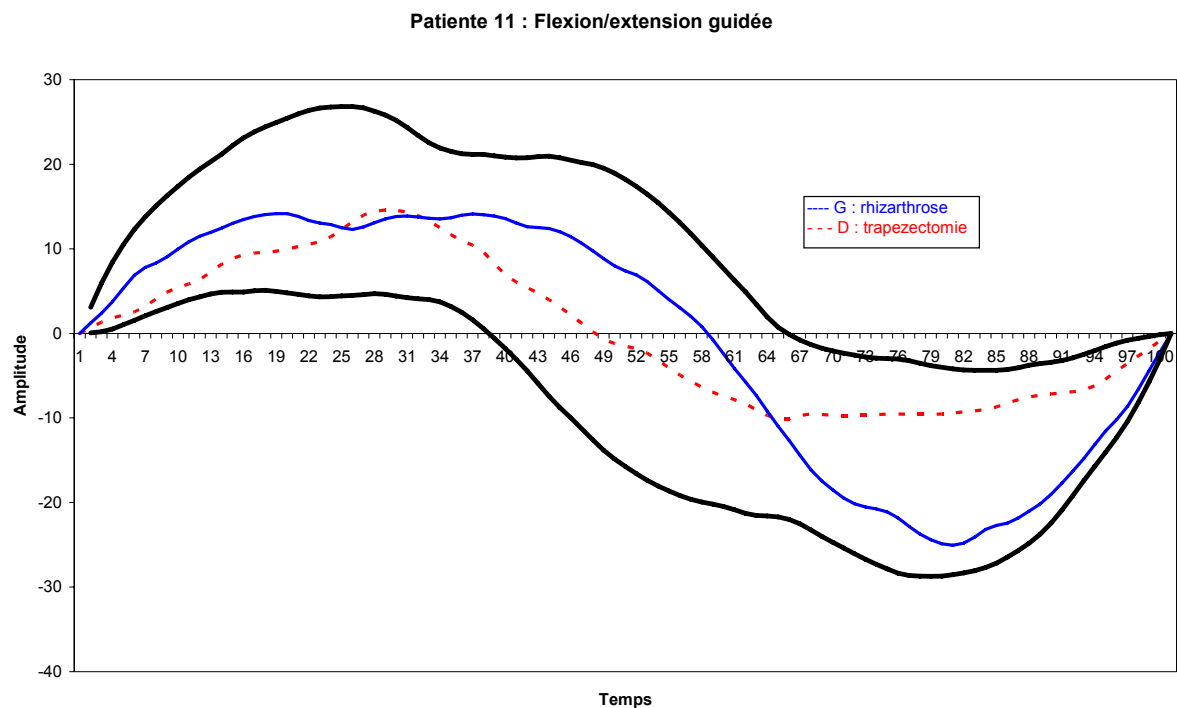




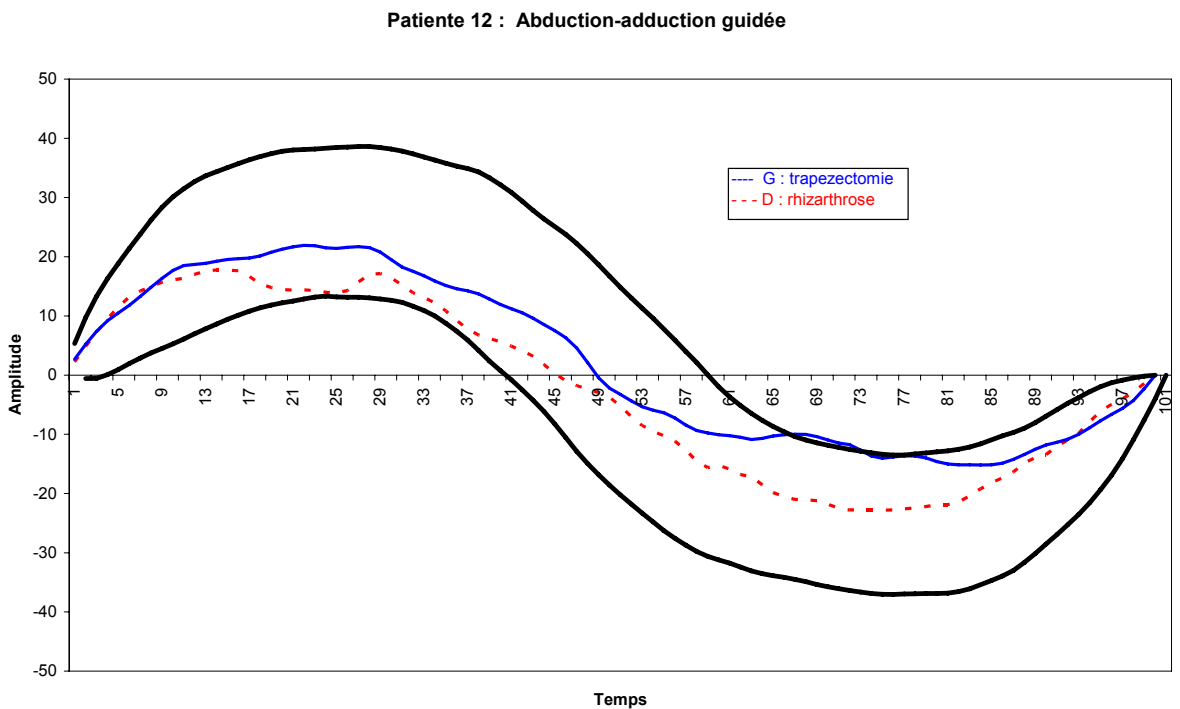
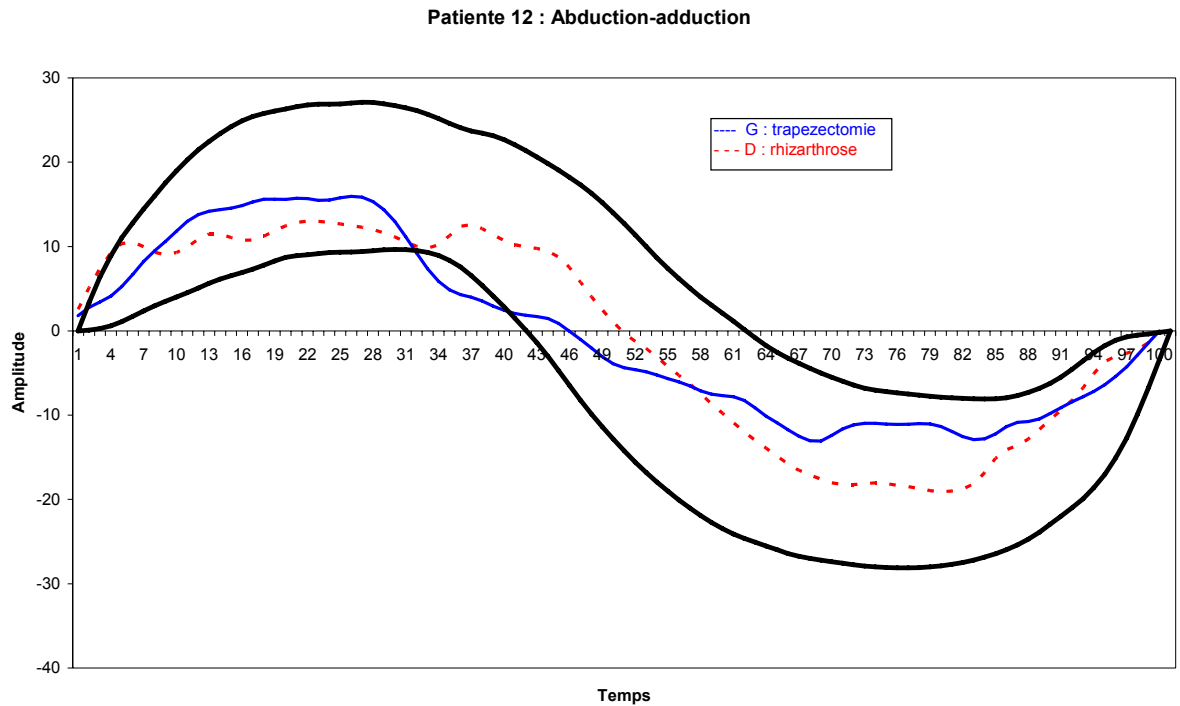
**Figure 58 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose droite et une trapézectomie gauche. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



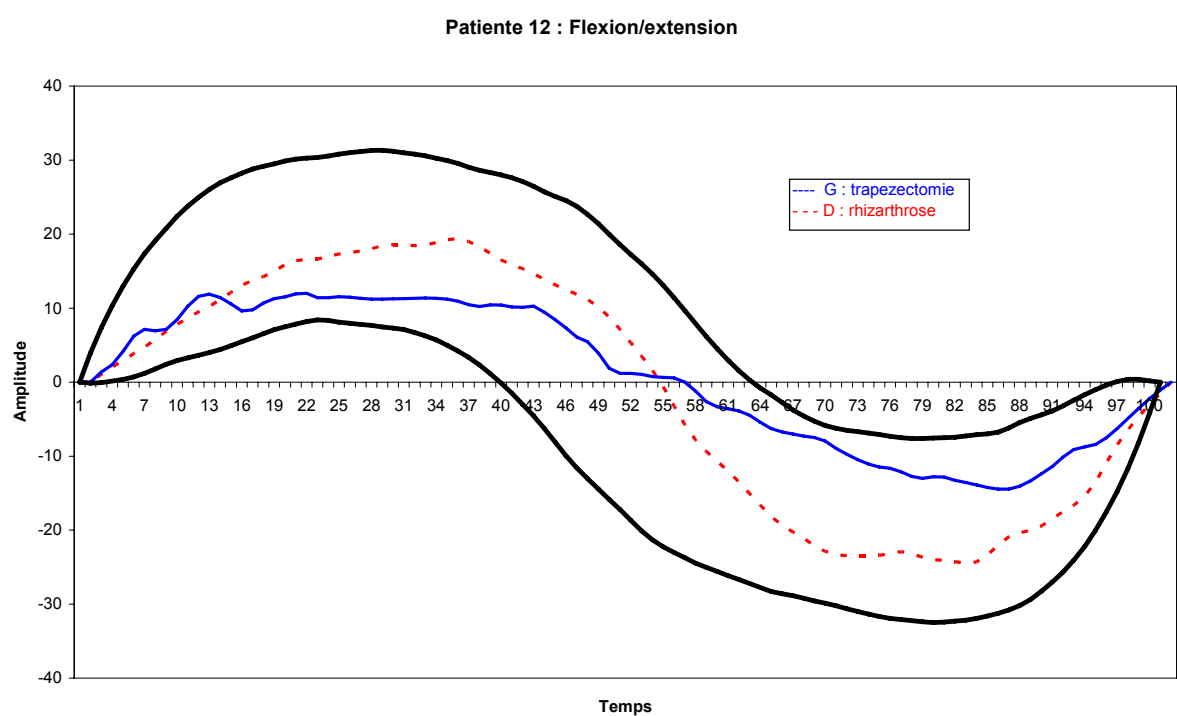
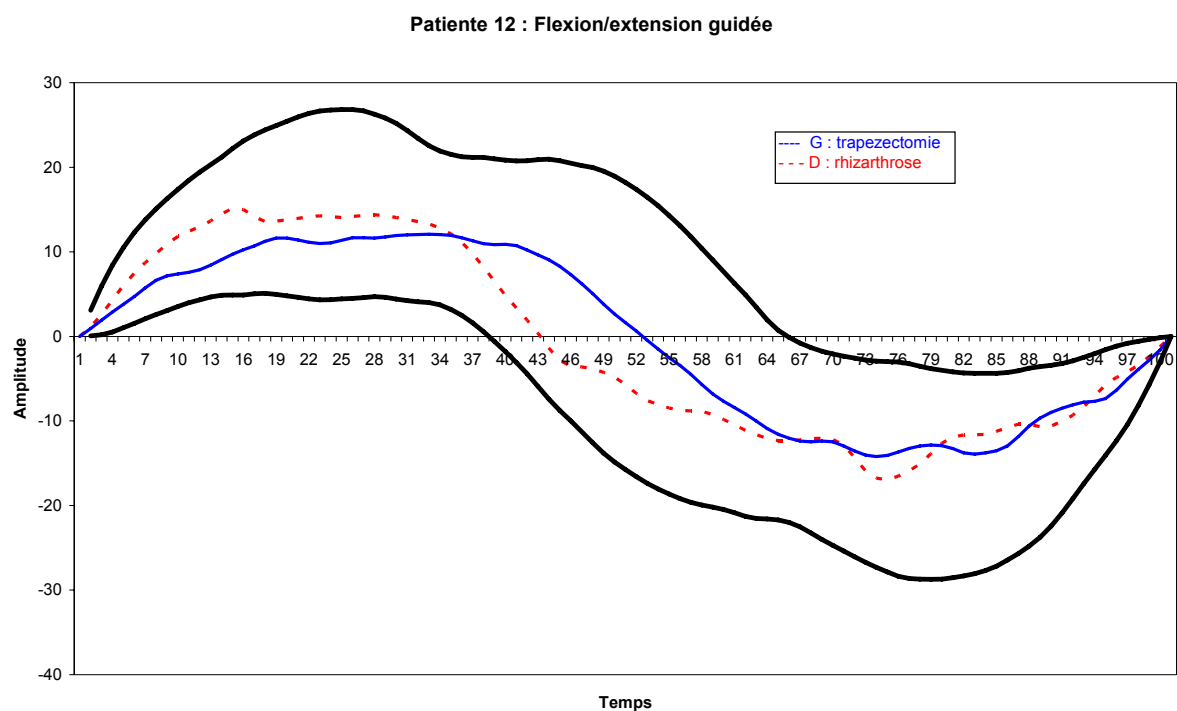
**Figure 59 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose gauche et une trapezectomie droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



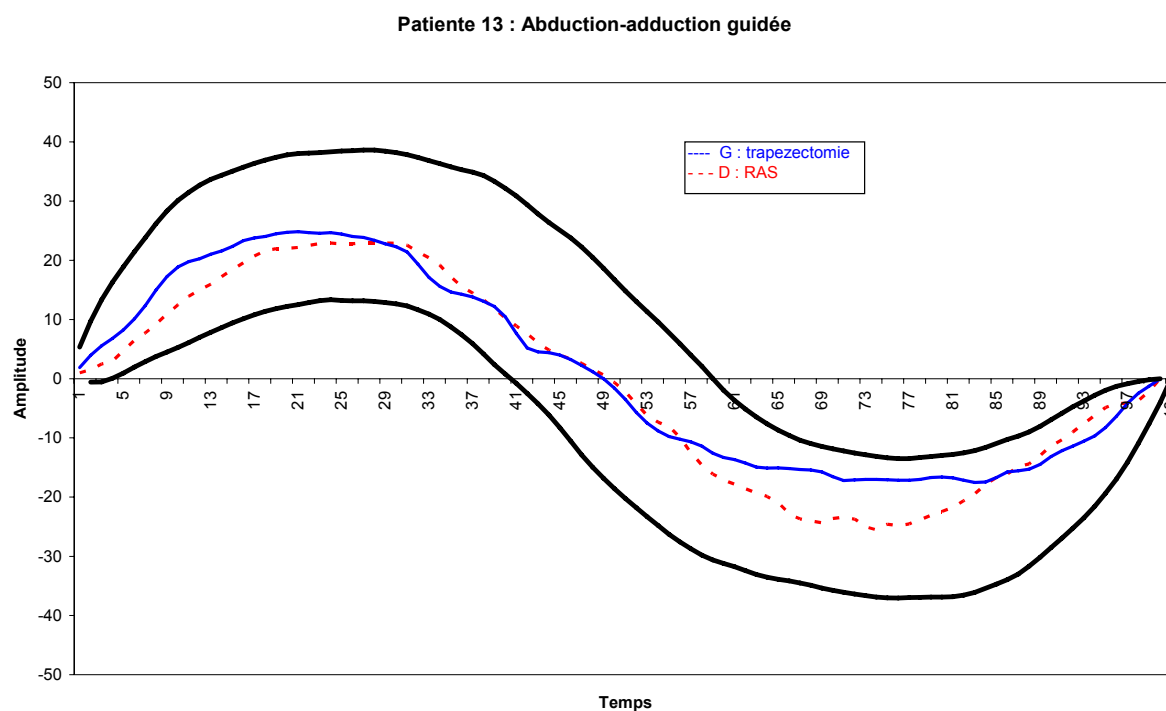
**Figure 60 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose gauche et une trapézectomie droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



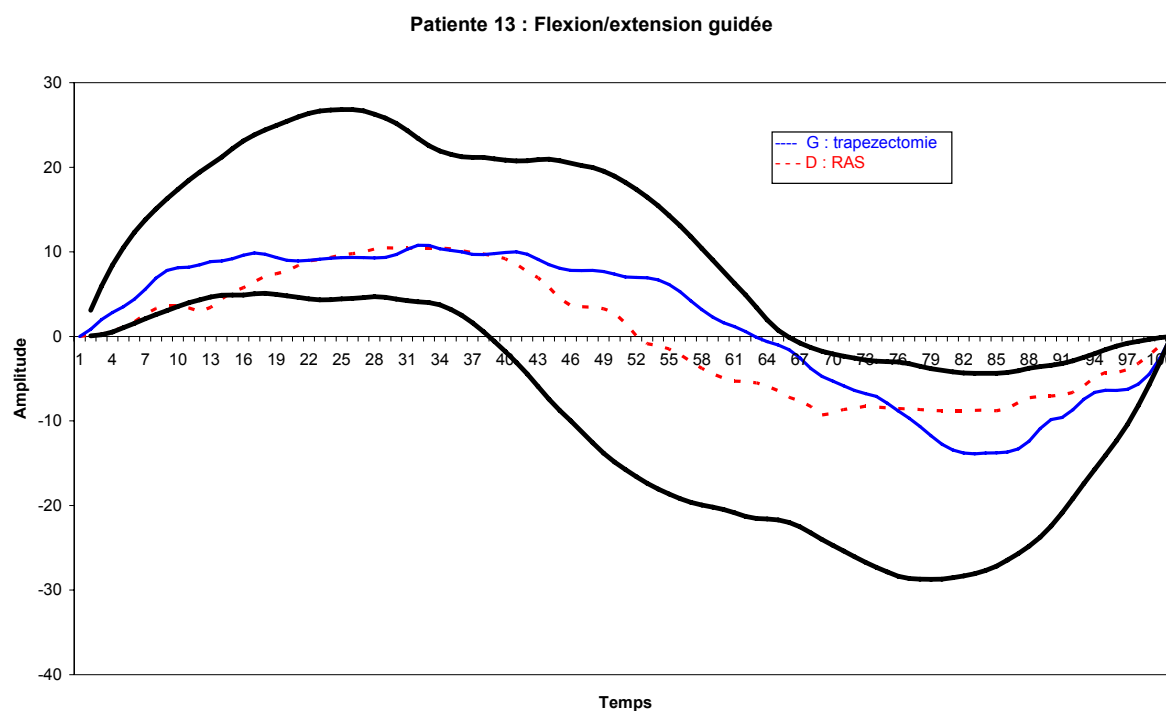
**Figure 61 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose droite et une trapézectomie gauche. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



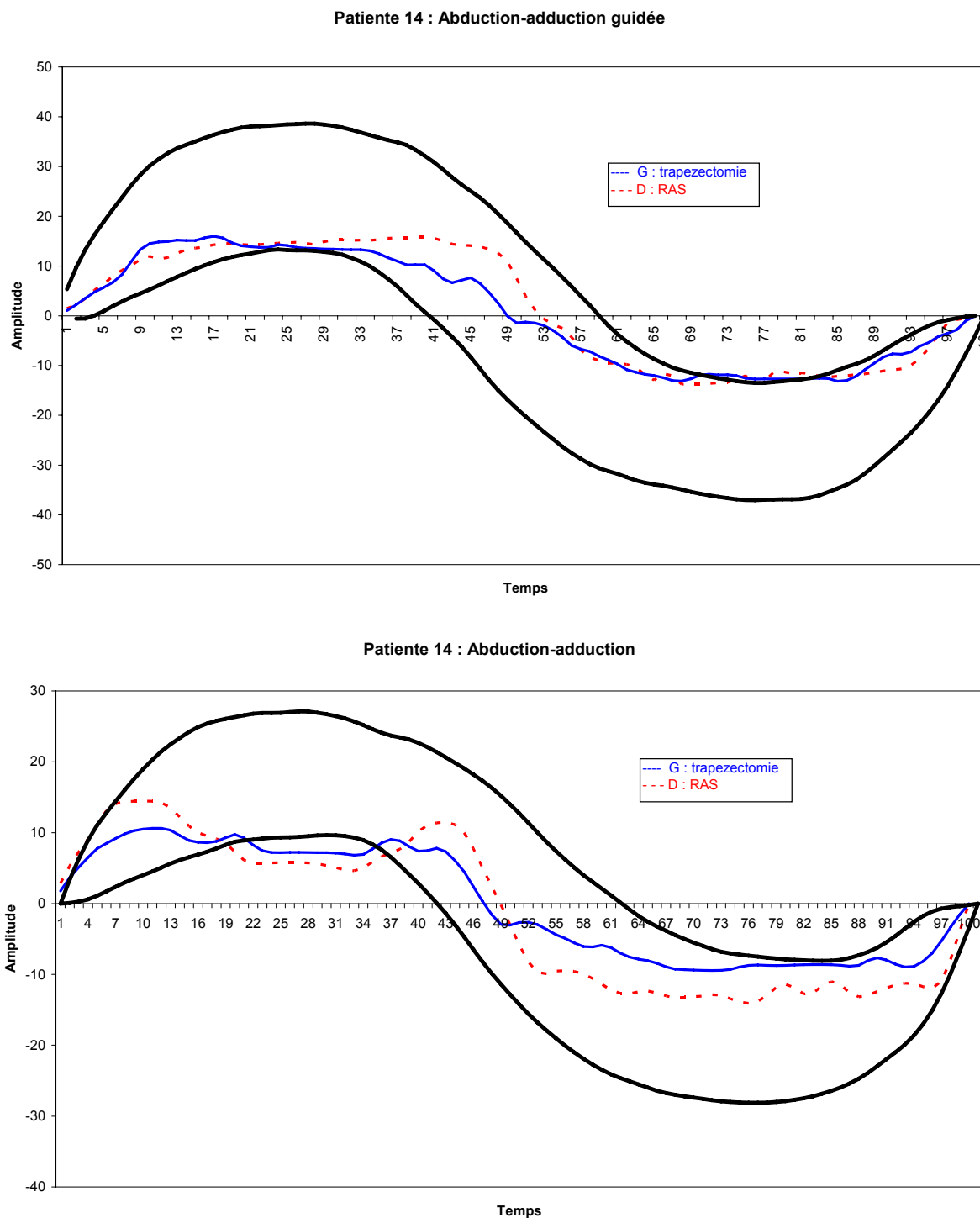
**Figure 62 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente présentant une rhizarthrose droite et une trapézectomie gauche. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



**Figure 63 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente après une trapézectomie gauche, l'articulation TM étant normale à droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**

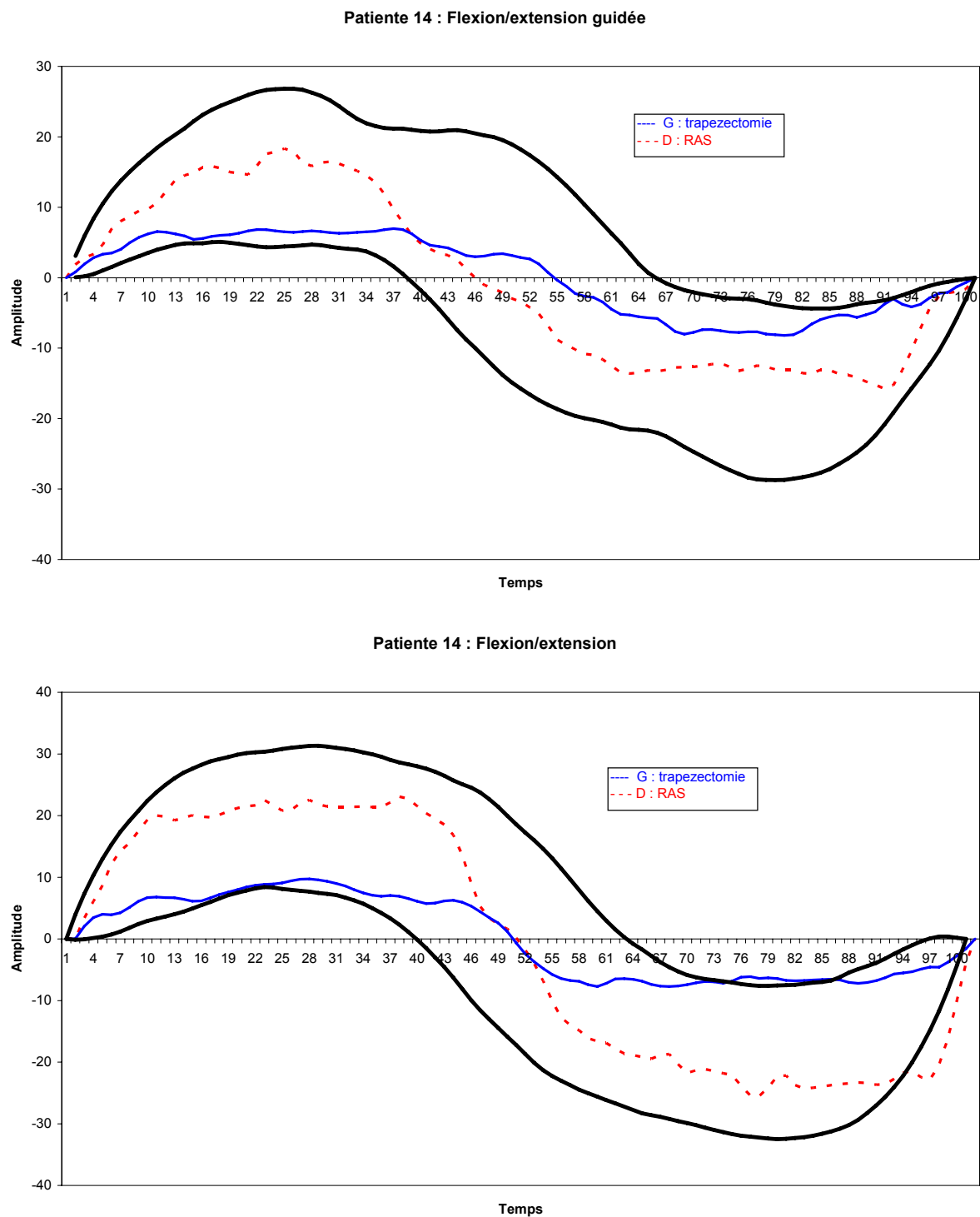


**Figure 64 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente après une trapézectomie gauche, l'articulation TM étant normale à droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**



**Figure 65 : Courbes de mobilité réalisées par le mouvement d'abduction-adduction guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente après une trapézectomie gauche, l'articulation TM étant normale à droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.**





**Figure 66:** Courbes de mobilité réalisées par le mouvement de flexion-extension guidée et non guidée en fonction du temps chez une patiente après une trapéziectomie gauche, l'articulation TM étant normale à droite. La courbe bleue correspond aux mouvements du pouce gauche. La courbe rouge correspond aux mouvements du pouce droit. Les courbes noires correspondent aux limites inférieure et supérieure du corridor de sujets sains.

## Discussion

Notre protocole a permis de calculer les amplitudes articulaires de patients présentant une arthrose TM et opérés par trapézectomie. Ce protocole est donc réalisable en pratique clinique courante chez des patients opérés. La comparaison des cotés opérés et non opérés n'a montré aucune différence significative. La trapézectomie ne semble donc pas modifier les paramètres cinématiques de l'articulation TM des sujets arthrosiques. Néanmoins, la série étudiée demeure un petit échantillon et mériterait un plus grand nombre de patients afin de confirmer ces résultats. De plus, la comparaison du côté opéré au côté controlatéral est discutable. En effet, même si les amplitudes articulaires préopératoires du côté opéré sont certainement corrélées à celles du côté non opéré, des différences sont inévitables et peuvent être susceptibles de modifier les résultats. Enfin il est possible que la variabilité soit inférieure à la précision de notre protocole.

Cependant, lorsque l'on compare les patients après trapézectomie et la base de sujets féminins sains, la circumduction, la flexion-extension et l'abduction-adduction sont diminuées significativement. La trapézectomie semble donc conserver les mobilités préopératoires, mais ne rétablit pas des amplitudes normales. Cette conclusion doit encore tenir compte de la taille de l'échantillon du groupe trapézectomie et l'âge des deux groupes comparés. De plus, nous n'avons pas comparé les sujets pathologiques à un groupe de sujets sains de même âge. Il est en effet possible qu'il existe une diminution des mobilités avec l'âge en dehors d'une atteinte de l'articulation TM. Enfin, compte tenu d'une certaine variabilité exposée dans un chapitre précédent, des différences d'une dizaine de degrés avec les sujets sains, doivent être considérées avec précaution.

De nombreux auteurs ont étudiés la cinématique de l'articulation TM. Différents systèmes d'analyse ont été utilisés tels que la radiographie, la fluoroscopie, la vidéo, les systèmes électromagnétique et optoélectronique [12, 38-42, 46, 48]. Néanmoins, seul Imaeda et coll. comparèrent la cinématique TM *ex vivo*, après trapézectomie ou arthroplastie TM, à l'aide d'un système électromagnétique [45]. Lors du mouvement de circumduction, le centre de rotation du premier métacarpien glisse en position ulnaire et palmaire par rapport au trapèze dans les trapézectomies avec ligamentoplastie. La circumduction passive étant plus importante après trapézectomie qu'après arthroplastie TM. Lors des mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction le centre de rotation glisse respectivement en position palmaire et en position ulnaire. Notre étude ne montre pas de modification des axes de rotation en terme d'angle ou de distance. Néanmoins nous n'avons pas superposé la position

de ces axes sur les structures osseuses ou ligamentaires. Il est donc possible que la position de ces axes soit modifiée par rapport au premier métacarpien avec une conservation de l'angle  $\gamma$  et de la distance  $d$  entre les axes.

Aucun auteur, à notre connaissance n'a réalisé une étude cinématique *in vivo* après trapézectomie. Chèze et coll. utilisèrent un système d'analyse optoélectronique afin d'analyser une arthrodèse TM et deux arthroplasties TM par prothèse de type rotule [42].

## **Conclusion**

Notre étude a permis de mettre en évidence des modifications des paramètres cinématiques chez les sujets ayant bénéficiés d'une trapézectomie pour une arthrose TM par rapport à une population saine. Aucune modification des amplitudes articulaires ne fut notée par rapport au coté opposé arthrosique. Cependant, ces résultats devront être confirmés par une analyse sur un échantillon plus important de sujets opérés. De plus, la réalisation d'une comparaison avant et après l'intervention, pour un même coté, devra être utilisée afin d'évaluer au mieux les modifications éventuelles. La réalisation de ce protocole chez des patients opérés montre que celui-ci peut être réalisé en pratique clinique courante. L'évaluation objective des amplitudes et des paramètres cinématiques après une trapézectomie devient actuellement possible. Ce protocole pourra être utilisé afin d'évaluer les arthroplasties TM. De plus, la superposition des axes de rotations aux structures osseuses permettra d'évaluer les modifications liées aux gestes opératoires.

## **Références**

Les références sont regroupées dans le chapitre « Références »

## 9 DISCUSSION ET SYNTHÈSE

### 9.1 Discussion du protocole

#### 9.1.1 Hypothèses de travail

La réalisation d'un protocole d'analyse cinématique de l'articulation trapézométacarpienne est complexe. En effet, cette articulation est difficilement accessible à la palpation, les repères anatomiques osseux sous-cutanés sont donc quasiment inexistantes. De plus, l'accès à l'articulation sus-jacente (articulation scaphotrapézienne) à l'articulation TM est impossible car trop profonde et non palpable. Enfin, l'existence d'une autre articulation entre le trapèze et le trapézoïde complique encore l'analyse cinématique. Néanmoins, les mobilités des articulations scaphotrapézienne et trapézotrapézoidienne sont inférieures à 3 degrés [52]. De plus, l'immobilisation du carpe par une attelle limite encore plus ces mobilités. Nous avons donc considéré ces mobilités comme négligeables. Cette hypothèse indispensable à notre travail est utilisée par plusieurs auteurs [29, 42, 53].

L'absence de mobilité des segments osseux par rapport aux corps rigides fixés sur les attelles a été supposée. Néanmoins En ce qui concerne la main et le poignet, aucune palpation osseuse n'est réalisée, celle-ci étant directement réalisée sur l'attelle. Les mobilités entre les segments osseux et les corps rigide n'interviennent donc pas.

#### 9.1.2 Mouvements étudiés

Le choix des mouvements de l'articulation TM a été orienté par deux objectifs : un objectif mécanique du fait de la forme de l'articulation TM et un objectif fonctionnel, le mouvement d'opposition du pouce (flexion) et de circumduction étant des mouvements fondamentaux dans la préhension.

*Objectif mécanique* : la forme anatomique de l'articulation TM a évoqué un Cardan pour plusieurs auteurs [31, 34, 42]. Ce cardan autorise deux mouvements principaux : les mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction. Les mouvements de rotation axiale et d'ouverture latérale ne seraient qu'une composition des deux mouvements principaux. Ces mouvements principaux sont donc considérés comme « purs ». Il nous a donc semblé cohérent de les étudier séparément dans notre protocole. De plus, la majorité des

études concernant l'articulation TM analyse ces deux mouvements. Ce choix facilite donc la comparaison avec les études de la littérature.

*Objectif fonctionnel* : l'articulation TM permet d'orienter le pouce par rapport aux doigts longs. Elle est donc fondamentale dans l'activité de préhension. Que ce soit la flexion (opposition) ou l'extension (contre-opposition) l'analyse de ces mouvements est indispensable pour analyser les capacités fonctionnelles d'un sujet. L'analyse de mouvements combinés comme la circumduction et l'ouverture latérale nous a paru comme indispensable. En effet, ces mouvements sont facilement réalisables par le sujet car très compréhensibles contrairement au mouvement d'abduction-adduction par exemple. Ils sont de plus fréquemment utilisés dans la littérature [29, 31, 42, 45, 46].

### **9.1.3 Système d'analyse du mouvement**

#### **9.1.3.1 Critères de choix du système d'analyse du mouvement**

Le choix d'un système d'analyse du mouvement a été orienté selon plusieurs critères.

*Dangerosité du système* : l'objectif de ce travail étant d'étudier l'articulation *in vivo* et chez des patients, le système d'analyse ne doit pas être invasif. En effet, l'analyse sur des sujets sains ou sur des patients ne permet pas de prendre des risques quant à leur santé. C'est pourquoi nous avons éliminé les systèmes utilisant des rayonnements (fluoroscopie, scanner, radiographie standard).

*Simplicité du système* : l'utilisation en pratique clinique courante nécessite un système facile à mettre en œuvre aussi bien pour le patient que pour le clinicien. Nous avons donc éliminé les systèmes comprenant une logistique importante comme l'imagerie par résonance magnétique (IRM) qui ne peut être utilisée facilement (appareils peu nombreux, accès aux appareils, délai de rendez-vous, nécessité d'un manipulateur expérimenté). Le système, afin d'être utilisé facilement, doit être transportable et rapidement fonctionnel. Il doit pouvoir être convivial afin d'être manipulé par un clinicien peu expérimenté. C'est pourquoi, l'utilisation d'un système optoélectronique du type Polaris nous a semblé cohérent. En effet, ce système ne présente que deux caméras fixes, il est donc facile à installer contrairement aux systèmes du même type utilisant 5 à 6 caméras indépendantes. L'absence de calibration à réaliser par

l'expérimentateur est aussi un facteur supplémentaire de choix. En effet, la calibration est parfois longue et laborieuse dans les systèmes du type VICON®.

*Volume d'analyse du système* : le choix d'un système adapté à l'analyse de faibles déplacements est évidemment indispensable pour l'étude d'une petite articulation comme l'articulation TM. Le système Polaris® est parfaitement adapté au volume d'analyse des mouvements de la main. Son utilisation est d'ailleurs actuellement développée pour l'analyse du mouvement des doigts longs [2, 54].

*La précision du système* : un système précis est nécessaire dans l'étude des petites articulations du fait des faibles déplacements liés aux mouvements. L'incertitude de mesure du Polaris® a été réalisée préalablement à notre étude [55]. Cette analyse a permis de déterminer les incertitudes de ce système à l'aide d'un raccordement aux étalons nationaux. Cette étude a été réalisée en comparant les mesures données par le Polaris® à un système de déplacement ou de rotation étalonné (table micrométrique). Le détail de cette étude est situé en annexe. Les résultats de cette étude montre que les incertitudes liées aux déplacements et rotations sont respectivement inférieures ou égales à 0.33 millimètres et 0.51 degrés. Ceci est donc compatible avec l'analyse cinématique d'une articulation de la main ou du poignet.

## **9.1.4 Critères de choix des angles, repères et axes de rotations**

### **9.1.4.1 Séquences d'angle**

La description des mouvements d'un solide par rapport à un solide de référence peut se faire par la connaissance d'un point du solide (trois coordonnées linéaires) et sa position angulaire (trois coordonnées angulaires). Un repère constitué de trois axes orthogonaux est lié à chacun des solides (ici la main et le pouce). Les valeurs des trois coordonnées angulaires dépendent des trois axes de rotation et de l'ordre dans lequel les rotations ont été effectuées. Ce sont les séquences de rotations (Figure 67). Le choix de la séquence d'angles est généralement réalisé à l'aide de critères cliniques. En effet, la séquence d'angle a été choisie en fonction des plus grandes amplitudes articulaires de l'articulation TM. L'amplitude la plus importante, selon la littérature, est la flexion-extension dans les études *ex vivo* [12]. C'est pourquoi, nous avons

choisi une séquence selon l'axe X (mouvement de flexion-extension), Y' (abduction-adduction) et Z'' (rotation axiale).

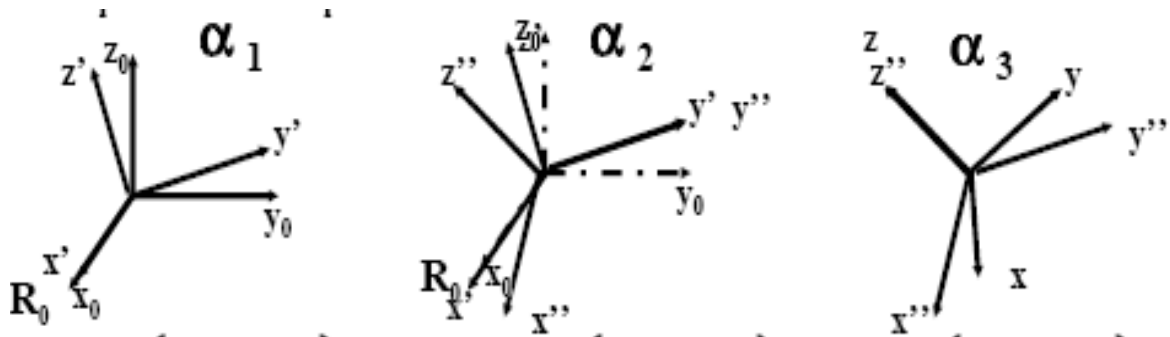


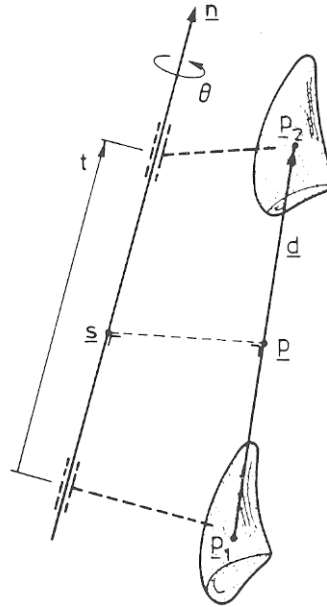
Figure 67: Axes mobiles pour la description des mouvements d'un solide (1<sup>ère</sup> rotation autour de l'axe X, 2<sup>ème</sup> rotation autour d'un axe Y' et 3<sup>ème</sup> rotation autour de l'axe Z'')

Tous les auteurs utilisent le même type d'axe de rotation : flexion-extension, abduction-adduction et rotation axiale [9, 12, 29, 42]. Néanmoins, selon les auteurs l'ordre de la séquence peut différer. Kapandji propose comme axe principal l'axe d'abduction-adduction [9]. Pour cet auteur, ce mouvement demeure le mouvement principal car il permet au pouce de « choisir » le doigt sur lequel s'opposer. Néanmoins, il ne s'appuie sur aucun choix mécanique précis pour utiliser cette rotation comme axe X. Pour Cooney et coll., la première rotation s'effectue autour de l'axe de rotation axiale X, la deuxième rotation perpendiculaire s'effectue autour de l'axe Y d'abduction-adduction et l'axe de flexion-extension Z est la perpendiculaire aux deux axes précédents [12]. Li et coll utilisent la même séquence d'angle pour décrire les mouvements couplés de rotation et de flexion [29].

#### 9.1.4.2 Analyse des axes de rotation

Nous avons utilisé des axes hélicoïdaux afin de décrire la position des axes de rotations de l'articulation trapézométacarpienne. En effet, le passage d'une position quelconque à une autre position pour un même solide peut être obtenu par une seule rotation autour d'un axe disposé de façon spécifique dans l'espace suivi d'une translation le long de cet axe [56]. Pour deux positions distinctes données, la direction de l'axe et l'amplitude de la rotation sont uniques. Cet axe est appelé axe hélicoïdal fini (Figure 68). S'il s'agit d'un passage au cours

du temps, d'une position à une position immédiatement voisine. Cette transformation peut être envisagée par une rotation et une translation infiniment petite autour de l'axe alors appelé axe hélicoïdal instantané de rotation [56]. C'est l'équivalent, dans les mouvements tridimensionnels, des centres instantanés de rotation. Ces axes sont actuellement très utilisés dans les études cinématiques [57]. Ils ont l'avantage d'être simples en tant que modèles mécaniques mais parfois plus complexes pour le clinicien. Néanmoins, l'utilisation d'axes hélicoïdaux est adapté à la description des rotations de l'articulation TM *in vivo* [42].



**Figure 68: Axe hélicoïdal fini**

Pour l'utilisation de ces axes hélicoïdaux, nous avons utilisé les mouvements « purs » de l'articulation TM décrits dans la littérature : la flexion-extension et l'abduction-adduction [12, 46, 58]. Chaque mouvement est découpé en plusieurs phases. Sur une phase de mouvement, les axes sont déterminés entre une position de la première moitié de la phase et une autre position de l'autre moitié de la phase. De cette manière, la rotation entre ces deux positions est supérieure à 10 degrés, limite de la validité de la méthode des axes hélicoïdaux finis [59]. Les axes hélicoïdaux ont donc été déterminés pour la flexion, l'extension, l'abduction et l'adduction. De plus, un axe hélicoïdal moyen est calculé pour la flexion-extension et l'abduction-adduction. Le point le plus proche entre les deux axes étant le centre



du Cardan. La position globalement perpendiculaire des axes hélicoïdaux dans notre étude montre que la réalisation des deux mouvements a été correcte par les sujets et les patients.

### 9.1.4.3 Repères anatomiques

Deux repères anatomiques ont été utilisés. Un repère attaché au solide « pouce » permettant de décrire les mouvements du premier métacarpien et un repère de référence attaché au solide « main » (Figure 69 et Figure 70).

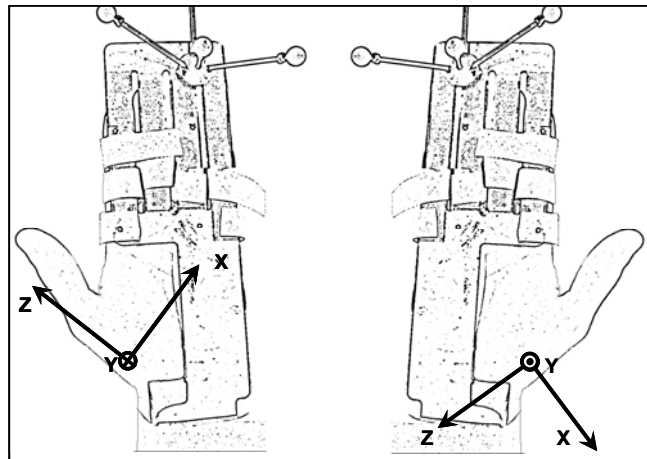


Figure 69: Repère anatomique attaché au solide main (correspondant au trapèze)

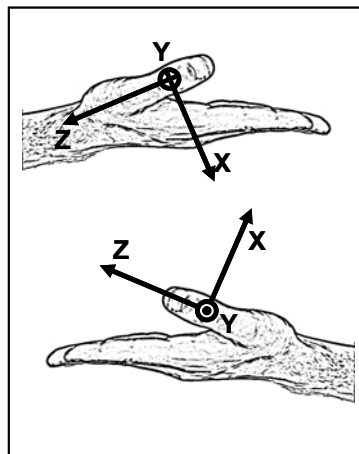


Figure 70: Repère anatomique attaché au solide pouce (correspondant au premier métacarpien)

Nous avons choisi comme repère de référence, le repère « main ». Le repère lié au système Polaris® aurait pu être choisi comme repère absolu. Néanmoins, il nous a semblé plus facile de représenter les amplitudes de l'articulation TM par rapport au plan de la main, pour la compréhension des cliniciens. Peu d'articles de la littérature décrivent le référentiel utilisé pour l'analyse cinématique [12, 33]. Cooney et coll. utilisent des repères différents afin de décrire les rotations trapézométacarpiennes dans une étude *ex vivo* [12]. Le système de référence des coordonnées X, Y' et Z'' fut basé sur le trapèze en position de repos. L'axe X est l'axe de rotation du premier métacarpien. L'axe Y' est l'axe d'abduction-adduction et l'axe Z'' est perpendiculaire aux deux axes précédents. L'ensemble de ce repère fut, de plus, analysé par rapport au repère global fixe placé sur la base du 3<sup>ème</sup> métacarpien. Ce choix a été repris par l'International Society of Biomechanics (ISB) en 2005 [33]. Nous n'avons pas utilisé ce repère, car lors de notre choix initial, les normes proposées par l'ISB, en terme de repères et d'axes n'avaient pas encore été publiées. De plus, le repère proposé par l'ISB lié au trapèze est valable pour des études *ex vivo* ou *in vivo* utilisant un système d'imagerie permettant d'obtenir les morphologies osseuses lors de l'étude cinématique. Il est, en effet, difficilement analysable en cas d'analyse cinématique *in vivo* ne faisant pas appel aux moyens d'étude d'imagerie.

La position de référence du repère anatomique du pouce est sa position de repos. Cette position de repos correspond au repos de l'ensemble des muscles du pouce ou au silence électromyographique [26]. Néanmoins, cette position est parfois difficile à obtenir chez un sujet ou un patient. Une différence de position de référence pouvant modifier la proportion de l'amplitude de la flexion ou de l'extension dans un mouvement de flexion-extension. C'est pourquoi, le calcul de l'amplitude globale est fondamental. De plus, la modification de cette position de référence peut influencer sur la corrélation entre la rotation axiale et la flexion-extension ou l'abduction-adduction. En effet, si la rotation axiale est plus importante lors du mouvement de flexion et si la position de référence de l'abduction se trouve en légère flexion, la rotation axiale sera corrélée à l'abduction.

### **9.1.5 Palpation des points anatomiques**

Afin de faire correspondre les repères aux segments osseux lors du mouvement, des points anatomiques ont été palpés au niveau du pouce. Ceux-ci ont été définis selon plusieurs

critères. La facilité à repérer ces points anatomiques et leur position dans l'espace afin de pouvoir définir un axe de rotation.

La palpation des tubercules latéraux de la tête du premier métacarpien et de la première phalange du pouce ont été choisis. En effet ces points sont facilement palpables même chez les sujets adipeux. De plus, ces points peuvent être palpés sans difficulté par des non cliniciens. Enfin, l'immobilisation des articulations interphalangienne et métacarpophalangienne du pouce par une attelle dorsale n'empêche pas la palpation de ces points anatomiques. Nous avons montré une bonne reproductibilité de la palpation de ces points.

En ce qui concerne la palpation des points sur la main, nous avons choisi de palper directement des points fixes sur l'attelle solidaire de la main. Nous avons montré, en effet, une meilleure reproductibilité lorsque les points sur l'attelle étaient choisis.

Ces points anatomiques ont permis de positionner les axes de rotation par rapport au pouce afin de concevoir une réalité anatomique.

## **9.1.6 Critiques du protocole**

### **9.1.6.1 Critique de l'hypothèse de départ**

L'hypothèse de départ sur laquelle est fondé notre protocole est l'existence d'une mobilité négligeable entre le trapèze et les os du carpe. En effet, l'immobilisation du poignet à l'aide d'une attelle permet l'immobilisation des os du carpe. Néanmoins, cette immobilisation est relative et il existe certains mouvements des os entre eux malgré celle-ci. Cependant, des études *ex vivo* ont montré que les valeurs des amplitudes de rotation et de translation du trapèze du scaphoïde, et du trapézoïde sont minimales (de  $3 \pm 3$  degrés) lors de la mobilisation maximale du pouce [52]. Il est donc cohérent de considérer que ces mobilités soient négligeables lors de l'immobilisation du poignet.

Néanmoins, une étude radiographique couplée à la mobilisation de l'articulation permettrait d'évaluer plus précisément cette mobilité lors de la réalisation du protocole. Elle pourrait entrer dans le cadre d'une étude à part entière nécessitant un accord particulier du Comité de Protection des Personnes (CPP) du fait de l'aspect irradiant de cette expérimentation.

#### 9.1.6.2 Critique de « l'isolement » de l'articulation trapézométacarpienne

Afin d'isoler l'articulation trapézométacarpienne, nous avons choisi d'immobiliser le poignet et les articulations métacarpophalangienne et interphalangienne du pouce par des attelles. Nous avons montré précédemment que l'hypothèse de l'absence de mobilité du trapèze par rapport aux os du carpe est cohérente. Cependant, l'absence de mobilité des articulations métacarpophalangienne et interphalangienne du pouce n'a pas été démontrée dans notre protocole. Il est donc possible que les valeurs des amplitudes articulaires des mouvements de flexion-extension, d'abduction-adduction et de rotation soient parasitées par une certaine mobilité des articulations métacarpophalangienne et interphalangienne. En effet, les mouvements de ces trois articulations sont coordonnés [29]. Néanmoins, les valeurs des amplitudes de flexion-extension, d'abduction-adduction et de rotation sont compatibles avec celles de la littérature utilisant des mesures *ex vivo* ne mesurant que l'articulation trapézométacarpienne [12]. De plus, d'autres auteurs utilisent le même type d'immobilisation afin d'isoler l'articulation TM [42]. Cependant, une étude à l'aide de l'imagerie permettrait d'obtenir des amplitudes résiduelles métacarpophalangienne et interphalangienne plus précises. Là encore, une autorisation du CPP serait nécessaire du fait du caractère invasif de cette étude.

#### 9.1.6.3 Choix des sujets dits sains

La base de données réalisée sur des sujets sains peut être critiquée. En effet les sujets choisis n'ont pas eu d'examens complémentaires permettant d'affirmer objectivement la normalité de leur articulation trapézométacarpienne. Par conséquent, il est possible que certains sujets, considérés comme sains, présentent une pathologie trapézométacarpienne. Cependant, différents facteurs ont permis de limiter cette éventualité. La tranche d'âge des sujets entre 20 et 35 ans, nous a permis de limiter le risque d'analyser une articulation dégénérative. L'interrogatoire systématique de tous les sujets, nous a permis d'éliminer les sujets présentant des antécédents traumatiques ou une symptomatologie évoquant une atteinte de la colonne du pouce et du poignet. Néanmoins, malgré ces précautions, certains sujets présentant une atteinte TM débutante asymptomatique ne peuvent être éliminés. Ces sujets ne pourraient être écartés de la population saine, que par des examens très invasifs (arthroscanner) permettant d'analyser précisément l'atteinte débutante du cartilage ou des

anomalies morphologiques. C'est pourquoi, nous n'avons pas voulu entreprendre ce genre de sélection qui nous a semblé inutile et dangereuse.

#### 9.1.6.4 Analyse des segments osseux

L'absence d'analyse conjointe du déplacement des segments osseux et des solides est une lacune de notre protocole. En effet, nous avons calculé les positions relatives des axes et des centres de rotation. Néanmoins, nous ne connaissons pas la position de ces axes et centres par rapport au trapèze et au métacarpien du sujet analysé. Seule une analyse conjointe utilisant l'imagerie permettrait de superposer ces paramètres au squelette osseux de chaque sujet. Cependant, cette analyse nécessiterait, là encore, des moyens plus invasifs et justifierait la réalisation d'une autre étude parallèle. Nous avons néanmoins prévu dans notre protocole la liaison des paramètres de l'articulation aux segments osseux par la palpation de repères anatomiques sur le premier métacarpien et la première phalange du pouce. Ces repères permettront de superposer les différents paramètres de l'articulation mesurés *in vivo*, aux segments osseux mesurés sur chaque sujet ou sur une base de données biométriques constituée *ex vivo*.

#### 9.1.6.5 Critique des séquences d'angle

Le choix de la séquence d'angle afin de décrire les mouvements de l'articulation trapézométacarpienne a été orienté sur des critères cliniques et bibliographiques [12, 29]. En effet, nous avons choisi la première rotation autour d'un axe ayant la plus grande amplitude : la flexion-extension. La deuxième rotation, perpendiculaire à la précédente, a été l'abduction-adduction, puis la rotation axiale. La rotation axiale semble, selon les différentes études biomécaniques et cinématiques, intimement liée (mouvements couplés) [10, 29, 31]. Si des référentiels trapéziens et métacarpiens sont proposés par la Société Internationale de Biomécanique (ISB) afin de standardiser les études cinématiques, aucune séquence d'angle standard n'est imposée [33].

L'utilisation des séquences d'angle pour le calcul des amplitudes articulaire a été appliquée pour les mouvements dits « purs » de l'articulation TM. Néanmoins, l'analyse des autres mouvements couplés n'a pas été réalisée lors de ces mouvements. Ce traitement des données permettrait de confirmer ou d'infirmer les faibles mouvements couplés lors des mouvements purs.

#### 9.1.6.6 Critique de l'utilisation des axes hélicoïdaux

L'utilisation des axes hélicoïdaux peut être discutable. En effet, l'avantage de ces axes est l'indépendance par rapport aux calculs cinématiques, contrairement aux séquences d'angles. Ils sont directement liés à l'articulation étudiée. Néanmoins, leur analyse est parfois difficile à transposer cliniquement. En effet, la position de ces axes par rapport aux articulations peut être complexe. Dans notre étude, nous avons déterminé ces axes uniquement pour évaluer l'angle et la distance l'un par rapport à l'autre. Nous n'avons pas cherché à positionner ces axes par rapport aux segments osseux nécessitant des moyens d'imagerie supplémentaires. Nous n'avons pas non plus évalué les amplitudes articulaires à l'aide de ces axes en préférant la méthode des axes mobiles afin de faciliter l'interprétation clinique.

Nous n'avons pas utilisé d'algorithme spécifique pour le calcul des axes hélicoïdaux. L'utilisation d'un algorithme plus robuste en terme de précision permettrait possiblement d'améliorer les paramètres liés aux axes hélicoïdaux [59].

#### 9.1.6.7 Critique de l'analyse statistique

L'analyse statistique de l'étude de répétabilité a utilisé des tests tels que le coefficient de corrélation et le test  $t$  de Student. L'utilisation de ces tests peut être critiquée. En effet, certains auteurs utilisent actuellement la méthode de Bland et Altman afin de rechercher l'existence d'une corrélation [60]. Cette méthode calcule la moyenne et l'écart type de la différence entre deux séries de mesures [61, 62]. Néanmoins, les erreurs dues au calcul d'une corrélation sont essentiellement dues aux valeurs extrêmes qui paradoxalement augmentent la corrélation entre deux séries de mesures [60]. Lors de la comparaison des deux séries, dans le cadre de l'étude de répétabilité, la variabilité était faible. On peut donc considérer que l'influence des valeurs extrêmes n'a pas augmentée la corrélation entre les deux séries de mesures.

#### 9.1.6.8 Critique de l'utilisation des guides

L'utilisation des guides pour la réalisation des mouvements de flexion-extension et d'abduction-adduction peut être discutée. En effet, la forme des guides similaires pour l'ensemble des sujets amène des contraintes lors du mouvement et perturbe la cinématique de l'articulation trapézométacarpienne. Néanmoins, ils permettent la standardisation du

mouvement parfois difficile à comprendre et à réaliser par le patient. L'analyse de l'amplitude de ce mouvement imposé permet d'obtenir un mouvement étalon qui peut être réellement comparé même s'il ne correspond pas à une réalité physiologique. De plus, lors de notre étude de répétabilité, nous avons noté une meilleure reproductibilité des mouvements guidés notamment dans le calcul des axes de rotation. Ceci nous conforte dans l'utilisation de ces guides permettant de compléter l'étude cinématique « libre » ou sans guide.



## 9.2 Discussion des résultats

### 9.2.1 Mobilités

#### 9.2.1.1 Discussion des résultats concernant les sujets sains

Dans notre étude, les amplitudes de flexion-extension, d'abduction-adduction sont respectivement de 44 et 51 degrés. Cooney et coll. mesurent des amplitudes de flexion-extension et d'abduction-adduction respectivement de 53 ( $\pm 11$ ) et 42 ( $\pm 4$ ) degrés, donc comparables à nos résultats [12]. Néanmoins, Kapandji mesure cliniquement des amplitudes de 50 à 90 degrés en flexion-extension et de 40 à 50 degrés en abduction-adduction [9]. Cette différence peut être expliquée par l'orientation de l'articulation trapézométacarpienne qui n'appartient pas au plan de la main, la mesure doit donc tenir compte de l'orientation des surfaces articulaires [12]. En effet, l'orientation du trapèze mesurée à 38 degrés d'abduction par Cooney et coll. diminuent la valeur de l'abduction mesurée dans le repère du trapèze est inférieure à la valeur obtenue cliniquement. De plus, la position de repos du pouce demeure difficile à déterminer. Elle peut modifier les valeurs respectives des amplitudes de chaque mouvement.

Chèze et coll. donnent une amplitude de 66 degrés en flexion [42]. Néanmoins, dans cette étude, la flexion étudiée comprend aussi une composante d'abduction augmentant ainsi artificiellement l'amplitude de la flexion telle que nous l'avons mesurée. Pour Li et coll., les amplitudes de flexion-extension, d'abduction-adduction et de rotation axiale sont respectivement de 51 et 24 degrés [29]. Cette différence, peut être expliquée par la différence de taille de l'échantillon de Li (15 sujets sains) et par le protocole (marqueurs collés sur la peau), même si pour Kuo et coll. cette méthode demeure valable [49].

En ce qui concerne les mobilités en rotation axiale, les résultats sont encore plus dispersés. En effet, les amplitudes s'étendent de 17 à 90 degrés dans la littérature [12, 38, 40, 42, 50, 63]. Nous avons mesuré une rotation axiale moyenne de 22 degrés. Cooney et coll., mesurent une rotation moyenne de 17 ( $\pm 9$ ) degrés [12]. Li mesure une rotation axiale de 45 degrés [29]. Chèze et coll. donnent une amplitude de rotation axiale de 38 degrés [42]. Pour Coert et coll., l'amplitude de rotation axiale est de 70 à 110 degrés [40]. Pour Cheema et coll., cette amplitude est de 73 degrés [38]. Pour ces trois derniers auteurs, l'amplitude de la rotation

axiale est plus importante que l'ensemble des autres études. Néanmoins, l'analyse de la rotation est globale comprenant une composante de flexion et d'abduction du métacarpien interprétée comme une rotation axiale [12].

La circumduction est rarement analysée dans les études cinématiques. En effet, il s'agit d'un mouvement complexe dont les paramètres sont difficiles à identifier. Chèze et coll. déterminent des paramètres correspondant au grand ( $\theta_a$ ) et petit axe ( $\theta_b$ ) de l'ellipse de circumduction et l'angle  $\beta$  compris entre la surface de l'ellipse et le plan de la main [42]. Ces paramètres permettent ainsi de définir le mouvement de circumduction. Les valeurs moyennes que nous avons mesurées (respectivement de 50, 64 et 57 degrés pour les angles  $\theta_a$ ,  $\theta_b$  et  $\beta$ ) sont différentes de celles de Chèze et coll. (respectivement de 70, 41 et 40 degrés). Ces différences peuvent être liées à la différence de taille de l'échantillon (200 mains étudiées dans notre étude, 24 mains pour Chèze et coll.) et aux différences liées à la réalisation des mouvements (immobilisation du poignet et de la main, immobilisation du pouce). Kuo et coll. ont étudié, lors d'un mouvement de circumduction *in vivo*, l'espace de travail du pouce, permettant d'obtenir avec une seule donnée (surface de sphère), une évaluation de la mobilité TM dépendant de la longueur du premier métacarpien [41]. Cependant, cette donnée est difficilement comparable aux valeurs de nos paramètres de circumduction.

Peu d'études comparent les sujets masculins et féminins. Nous avons mesuré de façon significative une plus grande flexion-extension et abduction-adduction chez les sujets féminins et une plus grande rotation axiale chez les sujets masculins. Cooney et coll. mesurent des amplitudes plus importantes chez les sujets masculins mais ces résultats sont non significatifs [12]. Néanmoins la taille de l'échantillon est faible dans cette étude (9 sujets féminins et 10 sujets masculins).

#### 9.2.1.2 Discussion des résultats concernant les sujets arthrosiques

Notre série montre l'existence d'une limitation de l'amplitude d'abduction-adduction dans le cadre d'une arthrose TM. De plus, le mouvement de circumduction est limité car les deux angles représentant le débattement angulaire des axes de l'ellipse sont plus faibles chez les sujets arthrosiques. Dans l'étude de Chèze et coll., un seul sujet, présentant une rhizarthrose débutante, fut analysé montrant une diminution de la flexion du côté atteint [42]. Néanmoins, la comparaison entre les deux mains d'un même sujet atteint d'une rhizarthrose peut être discutée dans cette pathologie fréquemment bilatérale [3]. Miura et coll. comparèrent 14 sujets sains et huit sujets pathologiques dans une étude radiographique *in vivo*. Contrairement

à notre série, la limitation des mobilités concernait la flexion-extension. Néanmoins, la définition des différents types de mouvements n'est pas précise dans l'étude de Miura et coll. De plus, la circumduction n'est pas analysée par ce protocole. C'est, d'après notre série, un paramètre important puisque l'amplitude significativement est plus faible chez les sujets arthrosiques. Enfin, là encore, la différence peut s'expliquer par la différence de taille de l'échantillon de sujets sains et pathologique par rapport à notre étude.

Nous avons réalisé des courbes de mobilités permettant de comparer les cycles de mobilité des sujets arthrosiques au corridor de sujets sains. Elles montrent un émoussement du sommet des courbes correspondant à une diminution globale des valeurs des amplitudes articulaires.

#### 9.2.1.3 Discussion des résultats concernant les patients après trapézectomie

La comparaison des cotés opérés et non opérés n'a montré aucune différence significative dans notre étude. La trapézectomie ne semble donc pas modifier les paramètres cinématiques de l'articulation TM des sujets arthrosiques. Néanmoins, la comparaison du côté opéré au côté controlatéral est discutable. En effet, même si les amplitudes articulaires préopératoires du côté opéré sont certainement corrélées de celles du côté non opéré, des différences sont inévitables et peuvent être susceptibles de modifier les résultats. De plus, il est possible que la variabilité soit inférieure à la précision de notre protocole. Cependant, lorsque l'on compare les patients après trapézectomies et la base de sujets féminins sains, la circumduction, la flexion-extension et l'abduction-adduction sont diminuées significativement. La trapézectomie semble donc conserver les mobilités préopératoires, mais ne rétablit pas des amplitudes du sujet jeune. Ces conclusions doivent tenir compte de la taille de l'échantillon du groupe « trapézectomie ». Les modifications de la cinématique liées à l'existence d'une intervention chirurgicale à type de trapézectomie n'ont pas été étudiées dans la littérature.

## 9.2.2 Axes de rotation

### 9.2.2.1 Chez les sujets sains

#### *Angle entre les axes de rotation*

De nombreux auteurs ont considéré que l'angle théorique entre les deux axes de rotation de l'articulation TM était de 90 degrés [9, 50]. Hollister et coll. mesurent, *ex vivo*, grâce à un « axis finder » un angle de 73 degrés ( $\pm 8$ ) [34]. Nous retrouvons une angle Y moyen de 88 degrés ( $\pm 15$ ) entre les deux axes de rotation. Chèze et coll. mesurent un angle de 40 degrés ( $\pm 10$ ) entre les deux axes [42]. Ces différences sont liées au type de mouvement réalisé. Nous avons imposés à nos sujets la réalisation de deux mouvements perpendiculaires la flexion-extension et l'abduction-adduction. C'est pourquoi l'orientation des axes hélicoïdaux est globalement perpendiculaire. De même, Chèze et coll. mesurent un angle différent en imposant un mouvement global comprenant de l'abduction et de la flexion [42].

#### *Intersection des axes*

Nous avons mesuré une distance  $d$  compris entre les axes de rotation de flexion-extension et d'abduction-adduction. Cette distance moyenne est de 6 millimètres  $\pm 4$ . La dispersion des valeurs indique néanmoins que ces axes semblent parfois très proches. La variabilité de la distance des axes de rotation pourrait être expliquées par un manque de précision du protocole. Néanmoins, nous avons mesuré la distance entre les deux axes chez un patient présentant une prothèse trapézométacarpienne de type rotule. Nous avons calculé une distance de 0.2 millimètres entre les deux axes. Ce résultat bien que non statistique permet néanmoins d'évaluer la précision de notre protocole concernant ce paramètre, tel que l'ont proposé Chèze et coll. [42]. Selon Hollister et coll., ces axes sont non concourants, cependant, ils ne calculent pas la distance moyenne entre les deux axes [34]. Chèze et coll. mesurent une distance moyenne entre ces deux axes de 0.7 millimètres  $\pm 0.5$  concluant alors à l'intersection des axes.

### 9.2.2.2 Chez les sujets pathologiques

Peu d'études évaluent la distance et l'angle entre les axes de rotation lors d'une atteinte dégénérative avant ou après une intervention chirurgicale. Miura et coll. montrent un déplacement postérieur du centre de rotation de flexion-extension chez des sujets présentant

une arthrose TM [39]. Nous n'avons pas retrouvé de modification en terme d'angle ou de distance entre les axes de rotation. Il est possible que les modifications liées à l'arthrose soient inférieures à la précision de notre protocole. De plus, il faut considérer la petite taille de l'échantillon de sujets arthrosiques. Enfin, dans le cadre de l'arthrose TM, il existe une usure conjointe ostéocartilagineuse du trapèze et du premier métacarpien ainsi qu'une laxité ligamentaire accentuée. Il est possible que ces modifications complexes puissent aboutir à une conservation globale de la position des axes de rotation.

## 10 CONCLUSION ET PERSPECTIVES

L'articulation TM est une articulation complexe sur les plans anatomiques et biomécaniques. De nombreuses études *ex vivo* ont tenté de préciser ses différentes caractéristiques en terme de structure anatomique, d'amplitude articulaire et d'axe de rotation. Néanmoins, ces études présentent des limites liées au caractère expérimental *ex vivo*. C'est pourquoi, plus récemment quelques auteurs présentent des études cinématiques *in vivo*. En effet, ces études permettent de prendre en compte des facteurs dynamiques notamment les actions musculaires et des facteurs statiques tels que les résistances ligamentaires et osseuses physiologiques. De plus, ces études permettent une application en pratique clinique courante. En effet, l'utilisation de protocoles *in vivo* peut être réalisée chez des sujets sains mais aussi chez des patients.

L'ensemble de ces facteurs nous a conduit à proposer un protocole d'analyse de l'articulation TM *in vivo* par un procédé non invasif afin de pouvoir être utilisé facilement dans une unité clinique. Nous avons démontré la reproductibilité de ce protocole permettant de valider son utilisation. Une base de données a pu être constituée à partir de 101 sujets sains permettant d'obtenir des valeurs sur 200 mains. Cette base de données permet dorénavant de comparer des sujets pathologiques à un corridor de valeurs normales. Nous avons donc comparé des sujets présentant une atteinte dégénérative de l'articulation TM à la base de sujets sains. De plus, nous avons pu comparer à cette base de données, des sujets ayant subi une intervention chirurgicale (trapéztomie). Ce protocole a donc été validé quant à son utilisation en milieu hospitalier. Nous avons pu obtenir les amplitudes articulaires maximales dans les mouvements habituels décrits pour cette articulation que sont la flexion-extension et l'abduction-adduction. La rotation axiale a aussi pu être évaluée ainsi que le mouvement de circumduction.

Néanmoins, ce protocole peut être amélioré en plusieurs points :

- La vérification radiographique de l'absence de mobilité du trapèze dans l'attelle immobilisant le poignet, lors des mouvements étudiés.
- La réalisation d'un protocole de validation de l'immobilisation des articulations métacarpophalangienne et interphalangienne du pouce.
- L'utilisation du repère recommandé par l'ISB permettrait une comparaison de nos données aux futures études internationales.

- La superposition des axes de rotation sur les segments osseux par la réalisation conjointe d'un protocole d'étude radiographique.

La réalisation de ce protocole a permis d'étudier des patients présentant une rhizarthrose ou ayant été opérés de cette pathologie. Néanmoins, ce travail présente d'autres perspectives éventuelles. En effet, la comparaison des amplitudes articulaires, du même côté, avant et après une intervention chirurgicale (trapézectomie ou arthroplastie TM) est possible. Enfin, l'évaluation de la cinématique TM après une arthroplastie (amplitudes articulaires et paramètres de l'articulation) peut permettre d'aider à la conception ou à l'évaluation d'une prothèse TM.

## 11 REFERENCES

- 1 .Goujon H, Bonnet X, Sautreuil P, Maurisset M, Darmon L, Fode P, Lavaste F. A functional evaluation of prosthetic foot kinematics during lower-limb amputee gait. *Prosthet Orthot Int* 2006; 30(2):213-23
- 2 .Degeorges R, Parasie J, Mitton D, Imbert N, Goubier JN, Lavaste F. Three-dimensional rotations of human three-joint fingers: an optoelectronic measurement. Preliminary results. *Surg Radiol Anat* 2005; 27(1):43-50
- 3 .Bhatia A, Pisoh T, Touam C, Oberlin C. Incidence and distribution of scaphotrapezotrapezoidal arthritis in 73 fresh cadaveric wrists. *Ann Chir Main Memb Super* 1996; 15(4):220-5
- 4 .Ebskov B, Boe C. The hexatron. A new thumbgoniometer. *Acta Orthop Scand* 1966; 37(1):58-66
- 5 .Rouvière H, Delmas A: *Anatomie Humaine. Descriptive, topographique et fonctionnelle.* Paris, 1970
- 6 .Kapandji A. Functional anatomy of the 1st web space. *Ann Chir Main* 1986; 5(2):158-65
- 7 .Pieron A. The mechanism of the first carpometacarpal joint. *Acta Orthop Scand* 1973; 148:1-104
- 8 .Kapandji A: Classification of thumb movements, in IFSSH, 2001
- 9 .Kapandji A-I: *Physiologie articulaire.* Paris, Maloine, 1980
- 10 .De la Caffiniere JY. l'articulation trapezométacarpienne: approche biomécanique et appareil ligamentaire. *Arch Anat Pathol* 1970; 18:277-84
- 11 .Bettinger PC, Linscheid RL, Berger RA, Cooney WP, 3rd, An KN. An anatomic study of the stabilizing ligaments of the trapezium and trapeziometacarpal joint. *J Hand Surg [Am]* 1999; 24(4):786-98
- 12 .Cooney WP, 3rd, Lucca MJ, Chao EY, Linscheid RL. The kinesiology of the thumb trapeziometacarpal joint. *J Bone Joint Surg Am* 1981; 63(9):1371-81
- 13 .Eaton RG, Littler JW. A study of the basal joint of the thumb. *J Bone Joint Surg Am* 1961; 51A:661
- 14 .Imaeda T, An KN, Cooney WP, 3rd, Linscheid R. Anatomy of trapeziometacarpal ligaments. *J Hand Surg [Am]* 1993; 18(2):226-31



- 15 .Kuhlmann JN. Importance of the posteromedial trapezometacarpal ligamentous complex. *Chir Main* 2001; 20(1):31-47.
- 16 .Pellegrini VD, Jr., Olcott CW, Hollenberg G. Contact patterns in the trapeziometacarpal joint: the role of the palmar beak ligament. *J Hand Surg [Am]* 1993; 18(2):238-44
- 17 .Strauch RJ, Rosenwasser MP, Behrman MJ. A biomechanical assessment of ligaments preventing dorsoradial subluxation of the trapeziometacarpal joint. *J Hand Surg [Am]* 1999; 24(1):198-9
- 18 .Napier J. The form and function of the carpometacarpal joint of the thumb. *J Anat* 1955; 89:169-72
- 19 .Nanno M, Buford WL, Jr., Patterson RM, Andersen CR, Viegas SF. Three-dimensional analysis of the ligamentous attachments of the first carpometacarpal joint. *J Hand Surg [Am]* 2006; 31(7):1160-70
- 20 .Corcella. Conférence d'enseignement du GEM; 13
- 21 .Comtet JJ, Rumelhart C, Cheze L, Fickry T. [The trapezio-metacarpal joint: the strain of the ligaments as a function of the thumb position. Study on an enlarged model]. *Chir Main* 2006; 25(5):185-92
- 22 .Bettinger PC, Berger RA. Functional ligamentous anatomy of the trapezium and trapeziometacarpal joint (gross and arthroscopic). *Hand Clin* 2001; 17(2):151-68, vii
- 23 .Cooney WP, 3rd, An KN, Daube JR, Askew LJ. Electromyographic analysis of the thumb: a study of isometric forces in pinch and grasp. *J Hand Surg [Am]* 1985; 10(2):202-10
- 24 .Kaufman KR, An KN, Litchy WJ, Cooney WP, 3rd, Chao EY. In-vivo function of the thumb muscles. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1999; 14(2):141-50
- 25 .Cooney WP, III, Chao EY. Biomechanical analysis of static forces in the thumb during hand function. *J Bone Joint Surg Am* 1977; 59(1):27-36
- 26 .Hamonet C, De la Caffiniere JY, Opsomer G. [Movements of the thumb: electromyographic determination of the areas of activity of the thenar muscles]. *Arch Anat Pathol (Paris)* 1972; 20(4):363-7
- 27 .Lbath F, Rumelhart C, Comtet JJ. Etude biomécanique in vivo de l'articulation trapézo-métacarpienne à l'aide de l'IRM. Détermination de l'effort résultant et modélisation articulaire. *La Main* 1996; 1:13-21
- 28 .Toft R, Berme N. A biomechanical analysis of the joints of the thumb. *J Biomech* 1980; 13(4):353-60
- 29 .Li ZM, Tang J. Coordination of thumb joints during opposition. *J Biomech* 2006

- 30 .Kusczynski K. Carpometacarpal joint of the human thumb. *J Anat* 1974; 118:119-26
- 31 .Kapandji A. Rotation of the thumb on its longitudinal axis during opposition. Geometric and mechanical study of the trapezo-metacarpal joint (mechanical model of the hand). *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot* 1972; 58(4):273-89
- 32 .Adler H. The problem of normal stability of the trapeziometacarpal joint. *Handchirurgie* 1975; 7(3):115-6
- 33 .Wu G, van der Helm FC, Veeger HE, Makhsous M, Van Roy P, Anglin C, Nagels J, Karduna AR, McQuade K, Wang X, Werner FW, Buchholz B. ISB recommendation on definitions of joint coordinate systems of various joints for the reporting of human joint motion--Part II: shoulder, elbow, wrist and hand. *J Biomech* 2005; 38(5):981-92
- 34 .Hollister A, Buford WL, Myers LM, Giurintano DJ, Novick A. The axes of rotation of the thumb carpometacarpal joint. *J Orthop Res* 1992; 10(3):454-60
- 35 .Pellegrini VD, Jr. Osteoarthritis of the trapeziometacarpal joint: the pathophysiology of articular cartilage degeneration. I. Anatomy and pathology of the aging joint. *J Hand Surg [Am]* 1991; 16(6):967-74
- 36 .Pellegrini VD, Jr., Smith RL, Ku CW. Pathobiology of articular cartilage in trapeziometacarpal osteoarthritis. II. Surface ultrastructure by scanning electron microscopy. *J Hand Surg [Am]* 1994; 19(1):79-85
- 37 .Momose T, Nakatsuchi Y, Saitoh S. Contact area of the trapeziometacarpal joint. *J Hand Surg [Am]* 1999; 24(3):491-5
- 38 .Cheema TA, Cheema NI, Tayyab R, Firoozbakhsh K. Measurement of rotation of the first metacarpal during opposition using computed tomography. *J Hand Surg [Am]* 2006; 31(1):76-9
- 39 .Miura T, Ohe T, Masuko T. Comparative in vivo kinematic analysis of normal and osteoarthritic trapeziometacarpal joints. *J Hand Surg [Am]* 2004; 29(2):252-7
- 40 .Coert JH, van Dijke HG, Hovius SE, Snijders CJ, Meek MF. Quantifying thumb rotation during circumduction utilizing a video technique. *J Orthop Res* 2003; 21(6):1151-5
- 41 .Kuo LC, Cooney WP, 3rd, Kaufman KR, Chen QS, Su FC, An KN. A quantitative method to measure maximal workspace of the trapeziometacarpal joint--normal model development. *J Orthop Res* 2004; 22(3):600-6
- 42 .Cheze L, Doriot N, Eckert M, Rumelhart C, Comtet JJ. In vivo cinematic study of the trapezometacarpal joint. *Chir Main* 2001; 20(1):23-30.

- 43 .Kuo LC, Cooney WP, Chen QS, Kaufman KR, Su FC, An KN. A kinematic method to calculate the workspace of the trapeziometacarpal joint. *Proc Inst Mech Eng [H]* 2004; 218(2):143-9
- 44 .Imaeda T, An KN, Cooney WP, 3rd. Functional anatomy and biomechanics of the thumb. *Hand Clin* 1992; 8(1):9-15
- 45 .Imaeda T, Cooney WP, Niebur GL, Linscheid RL, An KN. Kinematics of the trapeziometacarpal joint: a biomechanical analysis comparing tendon interposition arthroplasty and total-joint arthroplasty. *J Hand Surg [Am]* 1996; 21(4):544-53
- 46 .Imaeda T, Niebur G, Cooney WP, 3rd, Linscheid RL, An KN. Kinematics of the normal trapeziometacarpal joint. *J Orthop Res* 1994; 12(2):197-204
- 47 .Coert J, Hoek van Dijke G, Hovius S, Snijders C, Meek M. Quantifying thumb rotation during circumduction utilizing a video technique. *J Orthop Res* 2003; 21:1151-5
- 48 .Kuo LC, Su FC, Chiu HY, Yu CY. Feasibility of using a video-based motion analysis system for measuring thumb kinematics. *J Biomech* 2002; 35(11):1499-506
- 49 .Kuo LC, Cooney WP, 3rd, Oyama M, Kaufman KR, Su FC, An KN. Feasibility of using surface markers for assessing motion of the thumb trapeziometacarpal joint. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2003; 18(6):558-63
- 50 .Zancolli EA, Zadenberg C, Zancolli E, Jr. Biomechanics of the trapeziometacarpal joint. *Clin Orthop* 1987(220):14-26
- 51 .Bettinger PC, Smutz WP, Linscheid RL, Cooney WP, 3rd, An KN. Material properties of the trapezial and trapeziometacarpal ligaments. *J Hand Surg [Am]* 2000; 25(6):1085-95.
- 52 .Moritomo H, Viegas SF, Elder K, Nakamura K, Dasilva MF, Patterson RM. The scaphotrapezio-trapezoidal joint. Part 2: A kinematic study. *J Hand Surg [Am]* 2000; 25(5):911-20.
- 53 .Jacq J, Negulescu V, Goubier JN, Mitton D, Lavaste F: Validation par imagerie médicale 3D d'hypothèses implicites attachées à l'évaluation non invasive de la cinématique de l'articulation trapézo-métacarpienne, in Société de Biomécanique. Paris, 2004
- 54 .Degeorges R, Laporte S, Pessis E, Mitton D, Goubier JN, Lavaste F. Rotations of three-joint fingers: a radiological study. *Surg Radiol Anat* 2004; 26(5):392-8
- 55 .Devun L, Cessey L: Cinématique de l'articulation trapézo-métacarpienne in vivo. Etude de répétabilité et incertitudes du système de mesure, in Paris, ENSAM, 2005

- 56 .Lavaste F. Biomécanique et ostéosynthèse du rachis. Conférence d'enseignement de la SOFCOT 1997; 62:121-45
- 57 .Woltring HJ, Huiskes R, de Lange A, Veldpaus FE. Finite centroid and helical axis estimation from noisy landmark measurements in the study of human joint kinematics. J Biomech 1985; 18(5):379-89
- 58 .Kapandji A. Functional anatomy and biomechanics of the metacarpo-phalangeal joint of the thumb. Ann Chir 1981; 35(4):261-7
- 59 .Cheze L, Fregly BJ, Dimnet J. Determination of joint functional axes from noisy marker data using the finite helical axis. Human Movement Science 1998; 17:1-15
- 60 .Aspden RM. Agreement between two experimental measures or between experiment and theory. J Biomech 2005; 38(10):2136-7
- 61 .Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet 1986; 1(8476):307-10
- 62 .Bland JM, Altman DG. Measuring agreement in method comparison studies. Stat Methods Med Res 1999; 8(2):135-60
- 63 .Bunnell S. Opposition of the thumb. J Bone Joint Surg Am 1938; 20:269 –84.

## 12 COMMUNICATIONS ET PUBLICATIONS

Dans ce chapitre sont exposées les communications et les publications réalisées dans le cadre de ce travail.

### 12.1 Communications dans les congrès internationaux

- 2003 : Goubier JN, Savidan M, Mandrillon J, Saffar F, Mitton D, Negulescu V, Degeorges R, Lavaste F. Cinématique *in vivo* de l'articulation trapézométacarpienne : une étude préliminaire avec le système Polaris. 39<sup>ème</sup> Réunion annuelle de la Société Française de Chirurgie de la Main (GEM).
- 2004: Goubier JN, Devun L. Cessey J, Mitton D, Lavaste F. *In vivo* trapeziometacarpal kinematics: a study with Polaris system. 5<sup>th</sup> Triennial Hand and Wrist Biomechanics Symposium. Syracuse.
- 2004 : Goubier JN, Devun L. Cessey J, Mitton D, Lavaste F. Cinématique *in vivo* de l'articulation trapézométacarpienne. 40<sup>ème</sup> Réunion annuelle de la Société Française de Chirurgie de la Main (GEM).
- 2006: Goubier JN, Devun L. Cessey J, Mitton D, Lavaste F. *In vivo* trapeziometacarpal joint kinematics: a study with Polaris® system. 9<sup>th</sup> symposium on 3D analysis of human movement (International Society of Biomechanics).

### 12.2 Publications

- 2007: Goubier JN, Devun L, Mitton D, Lavaste F. *In vivo* trapeziometacarpal joint kinematics using an optoelectronic system: a data basis on healthy subjects (soumis au Journal of Orthopaedic research)
- 2007: Goubier JN, Mitton D, Lavaste F. *In vivo* kinematics of trapeziometacarpal joint with osteoarthritis (soumis au Journal of Hand Surgery, European volume).

- 2007: Goubier JN, Mitton D, Lavaste F. *In vivo* kinematics of the thumb after trapeziectomy (soumis au Journal of Hand Surgery, European volume).

## **13 ANNEXES**

## 13.1 Certificat interne d'étalonnage du système Polaris®

**LBM***Laboratoire de Biomécanique*

# CERTIFICAT INTERNE DE VERIFICATION

## 13.1.1.1.1.1.1.1.1 N° POL11404

INSTRUMENT ETALONNE

Désignation : Système optoélectronique POLARIS®

Constructeur : NDI

13.1.1.1.1.1.1.1.2 Type : /

N° de série : P4 - 90 227

N° d'identification : 03 001 SD

Ce certificat comprend 19 pages

Date d'émission : 17 juin 2004

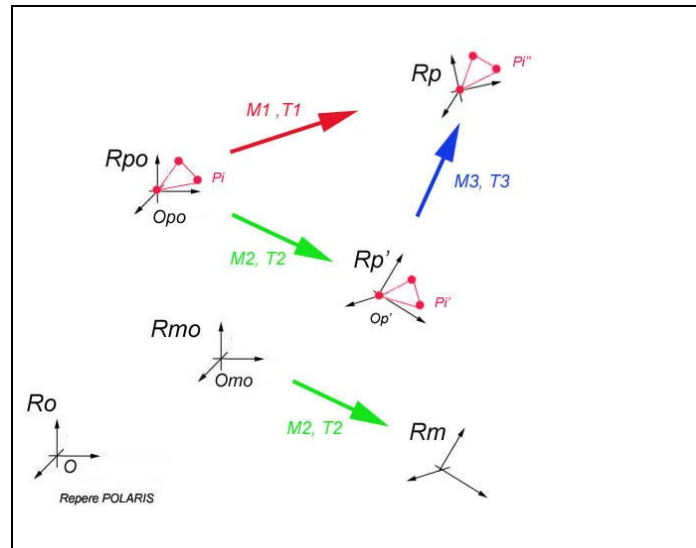
Validité : 12 mois

RESULTAT DE VERIFICATION

		Déplacement suivant un axe			Rotation autour de l'axe		
		Dx	Dy	Dz	Ax	Ay	Az
Incertitude d'étalonnage aléatoire (k=1)	Statique	0,33 mm	0,15 mm	0,14 mm	0,49 °	0,21 °	0,32 °
	Dynamique	0,33 mm	0,09 mm	0,17 mm	0,51 °	0,21 °	0,42 °
Incertitude d'étalonnage systématique (k=1)	Statique	-0,03 mm	0,00 mm	0,02 mm	0,08 °	-0,30 °	-0,02 °
	Dynamique	-0,03 mm	0,00 mm	0,02 mm	0,09 °	-0,29 °	0,02 °



## 13.2 Calcul des séquences d'angle



Les solides P (pouce) et M (main) se déplacent à partir d'une position initiale vers une position finale.

On cherche à quantifier la variation de position angulaire relative de P par rapport à M sous forme de rotations. Tous les repères sont connus dans  $R_0$  sauf  $R_{p'}$ .

Le mouvement considéré s'interprète comme la transformation qui permet de passer de  $R_{p'}$  à  $R_p$  c'est à dire la variation d'orientation relative de P par rapport à M par trois rotations successives autour des axes du repère d'interprétation R.

On considère la position de repos (position initiale) comme la position de référence et le repère d'interprétation est le repère anatomique de la main dans cette position.

Le programme `calcul_mouv_pouce_main` retourne une structure **Mouvement**.

Le programme principal appelle cette fonction 3 fois : il traite ainsi l'opposition/contre-opposition, l'anté/rétroposition et l'abduction/adduction. On lui précise donc en paramètres le chemin du répertoire où sont stockées toutes les données d'acquisition et une ligne de caractères précisant le type de mouvement à étudier. Il chargera alors les 2 fichiers de données correspondants à l'enregistrement du tripode de la main et à celui du pouce.

La routine `lecture_fichier_polaris` est lancée. (cf. annexe 5)

On recherche ensuite la position initiale  $P_0$ , correspondant à la 1<sup>ère</sup> frame où les données enregistrées dans les 2 fichiers sont valables.

On calcule la matrice homogène M exprimant la transformation entre le repère anatomique du pouce en position Po ( $R_{\text{anat\_pouce}_0}$ ) et ce même repère en position Pi de la  $i^{\text{ème}}$  frame ( $R_{\text{anat\_pouce}_i}$ ). Le repère d'interprétation est choisi comme étant  $R_{\text{anat\_main}_0}$ .

$$[M] = [M_{R_{\text{polRanat\_main}_0}}]^T [M_{R_{\text{polRanat\_pouce}_i}} [M_{R_{\text{polRanat\_pouce}_0}}]^T [M_{R_{\text{polRanat\_main}_0}}] \dots [M_{R_{\text{polRanat\_main}_i}}]^T [M_{R_{\text{polRanat\_main}_0}}]$$

On introduit les transformations mesurées :

$$\begin{aligned} [M_{R_{\text{polRanat\_main}_0}}] &= [M_{R_{\text{polRtrip\_main}_0}} [M_{R_{\text{trip\_main}_0} R_{\text{anat\_main}_0}}] \\ [M_{R_{\text{polRanat\_pouce}_i}}] &= [M_{R_{\text{polRtrip\_pouce}_i}} [M_{R_{\text{trip\_pouce}_i} R_{\text{anat\_pouce}_i}}] \\ [M_{R_{\text{polRanat\_pouce}_0}}] &= [M_{R_{\text{polRtrip\_pouce}_0}} [M_{R_{\text{trip\_pouce}_0} R_{\text{anat\_pouce}_0}}] \\ [M_{R_{\text{polRanat\_main}_i}}] &= [M_{R_{\text{polRtrip\_main}_i}} [M_{R_{\text{trip\_main}_i} R_{\text{anat\_main}_i}}] \end{aligned}$$

Le calcul à programmer est alors :

$$[M] = [M_{R_{\text{trip\_main} R_{\text{anat\_main}}}}]^T [M_{R_{\text{polRtrip\_main}_0}}]^T [M_{R_{\text{polRtrip\_pouce}_i}} [M_{R_{\text{polRtrip\_pouce}_0}}]^T \dots [M_{R_{\text{polRtrip\_main}_0}} [M_{R_{\text{polRtrip\_main}_i}}]^T [M_{R_{\text{polRtrip\_main}_0}} [M_{R_{\text{trip\_main} R_{\text{anat\_main}}}}]$$

On s'aperçoit que le repère anatomique du pouce n'intervient pas.

La fonction [axemobile](#) calcule la séquence d'angle 'xyz' à partir de la rotation issue de [M].

La translation issue de [M] n'est pas dans le repère  $R_{\text{anat\_main}_0}$  mais dans le repère  $R_{\text{anat\_virtuel\_pouce}}$  en position Pi. Ce dernier est lié au solide-main, mais il se superpose à  $R_{\text{anat\_pouce}_0}$  en position 0.

Matrice de passage de  $R_{\text{anat\_virtuel\_pouce}}$  vers  $R_{\text{anat\_main}_0}$  :

$$[P_{R_{\text{anat\_pouce}_V_i} R_{\text{anat\_main}_0}}] = [P_{R_{\text{anat\_pouce} R_{\text{trip\_pouce}}}} [P_{R_{\text{trip\_pouce}_0} R_{\text{pol}}}] [P_{R_{\text{polRtrip\_main}_0}}] \dots [P_{R_{\text{trip\_main}_i} R_{\text{pol}}}] [P_{R_{\text{polRtrip\_main}_0}}] [P_{R_{\text{trip\_main} R_{\text{anat\_main}}}}]$$

La translation est donc (vecteurs en ligne)

$$\begin{aligned} (O_{R_{\text{anat\_main}_0}} \vec{O}_{R_{\text{anat\_pouce}_i}})_{R_{\text{anat\_main}_0}} &= \\ (O_{R_{\text{anat\_main}_0}} \vec{O}_{R_{\text{anat\_pouce}_i}})_{R_{\text{anat\_pouce}_V_i}} &* [P_{R_{\text{anat\_pouce}_V_i} R_{\text{anat\_main}_0}}] \end{aligned}$$

## 14 GLOSSAIRE

(Classement par ordre d'apparition)

- TM : Trapézométacarpien(ne)
- IPP : Interphalangien(ne) proximal (e)
- IP : Interphalangien(ne)
- MP : Métacarpophalangien(ne)
- IFSSH : International Federation of Societies for Surgery of the Hand
- SAOL Superficial Anterior Oblique Ligament
- DRL : DorsoRadial Ligament
- POL : Posterior Oblique Ligament
- DAOL : Deep Anterior Oblique Ligament ou « beak ligament »
- IML : Intermetacarpal Ligament
- DIML : Deep Intermetacarpal Ligament
- UCL : Collateral Ulnar Ligament
- TCL : Transverse Carpal Ligament ou retinaculum des fléchisseurs
- DTT : ligament DorsoTrapezoTrapézoidien
- VTT : ligament VentroTrapezoTrapézoidien
- DT-II MC : ligament Dorso-Trapézo-Deuxième métacarpien
- VT-II MC : ligament Ventro-Trapézo-Deuxième métacarpien
- T-III MC : ligament Trapézo-Troisième métacarpien
- FCR : Flexor Carpi Radialis
- APL : Abductor Pollicis Longus
- FPL : Flexor Pollicis Longus
- EPL : Extensor Pollicis Longus
- EPB : Extensor Pollicis Brevis
- AP : Adductor Pollicis
- APB : Abductor Pollicis Brevis
- OP : Opponens Pollicis
- FPB : Flexor Pollicis Brevis
- IRM : Imagerie par Résonance Magnétique
- ISB : International Society of Biomechanics